

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Universidade do Porto**

**FEUP** Faculdade de  
Engenharia

# **Análise da Pressão Plantar para fins de Diagnóstico**

Carolina Sofia Dias Tábuas

**Dissertação de Mestrado**

Mestrado em Engenharia Biomédica

Julho – 2012



Universidade do Porto

**FEUP** Faculdade de  
Engenharia

# **Análise da Pressão Plantar para fins de Diagnóstico**

**Carolina Sofia Dias Tábuas**

Licenciada em Engenharia Biomédica

Escola Superior de Estudos Industriais e Gestão (2010)

Orientador:

**Professor Doutor João Manuel R. S. Tavares**

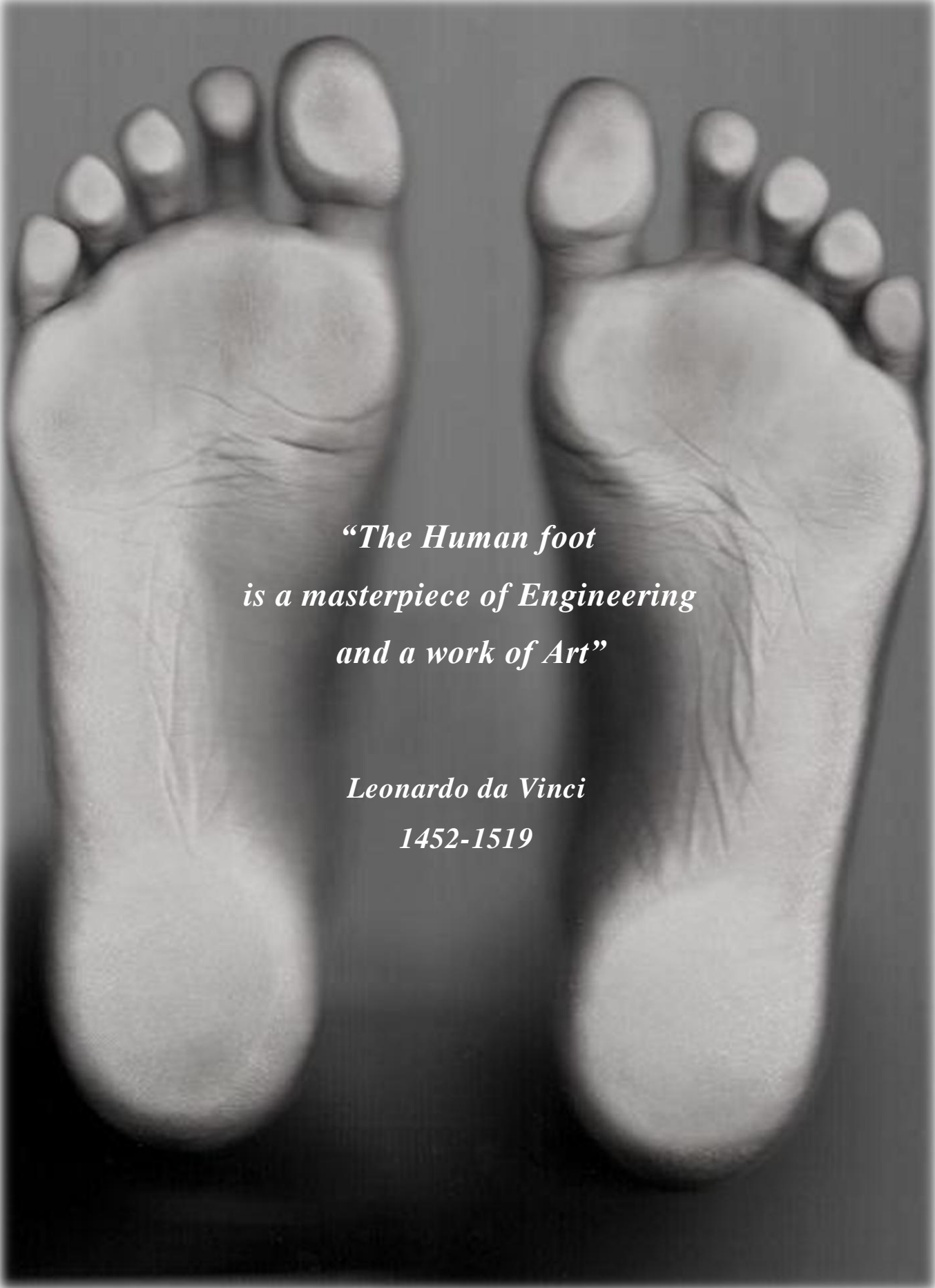
Prof. Associado do Departamento de Engenharia Mecânica

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

**Dissertação de Mestrado**

Mestrado em Engenharia Biomédica

2010-2012



*“The Human foot  
is a masterpiece of Engineering  
and a work of Art”*

*Leonardo da Vinci  
1452-1519*

---

## **Agradecimentos**

Ao Professor Doutor e Orientador João Manuel Tavares por todo o acompanhamento, dedicação e compreensão prestados.

Ao Mestre Francisco Oliveira por toda a compreensão, ajuda e disponibilidade.

À Mestre Andreia Sousa e à Mestre Ângela Fernandes por toda a disponibilidade prestada na realização da atividade experimental.

A todos aqueles que se disponibilizaram a participar de forma voluntária no presente estudo.

Ao Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana (CEMAH) na Escola Superior de Tecnologia e Saúde do Porto pela cedência do espaço e instrumentos utilizados.

Aos meus amigos que sempre me aconselharam e ajudaram em todos os momentos.

Aos meus avós por toda a proteção e por sempre terem acreditado.

Aos meus pais pois sem eles nada seria possível.

À minha irmã por todo o amor, apoio, carinho e dedicação.

**A todos o meu muito obrigado!**

Carolina Sofia Dias Tábuas

---

## Resumo

A análise da distribuição da pressão executada ao nível da superfície plantar fornece informações específicas acerca da estrutura e função do pé que, quando analisadas, possibilitam não só a deteção e o estudo de diversas patologias e deformidades plantares, como também facilitam a criação e desenvolvimento de novas formas de prevenção e tratamento.

De acordo com o seu contributo clínico, têm sido destacados diversos parâmetros para a análise da distribuição da pressão plantar, tais como, o centro de pressão, o pico máximo de pressão, a área de contacto e a curva do pico de pressão.

Com o intuito de simplificar a extração de informação relevante das imagens pedobarográficas e obter em simultâneo o máximo potencial dos dados adquiridos, têm sido desenvolvidas diferentes técnicas computacionais de processamento e análise de imagem.

A análise clínica das imagens de pressão plantar pode ser facilitada com recurso a técnicas de alinhamento de imagens. Estas técnicas facilitam a comparação de distribuições de pressão plantar de um dado caso clínico com casos previamente estudados, o seguimento de pacientes, a classificação do pé e a sua divisão em diferentes regiões de interesse, de forma automática e robusta e não subjetiva.

Na presente Dissertação, foi efetuada a comparação da média dos valores de parâmetros plantares extraídos de sucessivos apoios, com o valor desses mesmos parâmetros quando extraídos a partir de uma imagem média construída com os sucessivos apoios alinhados computacionalmente.

Os resultados experimentais obtidos demonstram que para obter uma estimativa dos valores médios dos parâmetros plantares considerados, é suficiente extrair o valor dos parâmetros da imagem média construída após alinhamento computacional dos apoios.

**Palavras-chave:** Imagem média; análise de imagem; alinhamento de imagem; pé; pressão plantar.

---

## **Abstract**

The pressure distribution analysis performed at the plantar surface provides specific information about the structure and function of the foot. When analysed, it allows not only the detection and study of countless plantar pathologies and deformities but provides an easier way to develop new prevention and treatment plans.

According to its clinical use, various parameters for the analysis of the plantar pressure have been addressed, such as the centre of pressure, peak pressure, contact area and the peak pressure curve.

In order to simplify the extraction of relevant information from pedobarography images and simultaneously obtain the maximum potential of the acquired data, several different computational techniques for image processing and analysis have been developed.

The diagnosis of the plantar pressure images can be facilitated by the use of image alignment techniques. These techniques facilitate the comparison between the plantar pressure distribution of a determined clinical case with previous studied ones, patient follow-up, classification of the foot and the segmentation of the foot in different regions of interest in an automatic, robust and non-subjective way.

In the present work, a comparison was made between the mean values of the plantar parameters extracted from successive supports and the values of these same parameters when extracted from an average image built with the computational aligned successive supports.

The obtained experimental results show that in order to obtain an estimate of the mean values of the considered plantar parameters, it is enough to extract them from the mean image constructed after the computational alignment of the supports.

**Keywords:** Mean Image; image analysis; image alignment; foot; plantar pressure.

## Índice

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Enquadramento.....	2
1.2 Objetivos .....	4
1.3 Estrutura .....	5
1.4 Contribuições principais.....	8
CAPÍTULO II - ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR.....	9
2.1 Introdução.....	10
2.2 Análise da distribuição da pressão plantar .....	13
2.2.1 Técnicas de medição .....	13
2.2.1.1 Técnicas acumulativas.....	13
a. Técnica de footprint.....	13
b. Técnica baseada em microcápsulas .....	13
2.2.1.2 Técnicas óticas .....	14
a. Técnica baseada na fotoelasticidade de um material .....	14
b. Técnica Textured Mat Cinematography .....	14
c. Técnica de podoscopia.....	15
d. Técnica baseada na reflexão crítica da luz .....	15
2.2.1.3 Técnicas eletromecânicas .....	16
a. Force Sensitive Resistor .....	17
b. Transdutores capacitivos .....	18
c. Hidrocélulas.....	18
2.2.2 Sistemas de medição .....	18
2.2.2.1 Sistema de palmilha.....	19
a. Vantagens .....	21
b. Desvantagens .....	22
2.2.2.2 Plataforma .....	22

a.	Vantagens .....	23
b.	Desvantagens .....	24
2.2.3	Características desejáveis para o estudo da pressão plantar .....	25
2.2.4	Parâmetros <i>standards</i> no estudo da pressão plantar .....	25
2.2.4.1	Pico de pressão .....	26
2.2.4.2	Curva do pico de pressão.....	30
2.2.4.3	Impulso ou integral de pressão-tempo.....	31
2.2.4.4	Área de contacto .....	32
2.2.4.5	Centro de pressão .....	32
2.2.4.6	Índice do arco plantar .....	39
2.2.4.7	Índice do arco plantar modificado .....	43
2.2.5	Divisão do pé em regiões anatómicas específicas .....	43
2.2.5.1	Método baseado em critérios geométricos pré-definidos.....	44
2.2.5.2	Método baseado na inspeção visual .....	44
2.2.5.3	Método baseado na utilização de sistemas de cinemetria .....	44
2.3	Resumo .....	46
CAPÍTULO III - ALINHAMENTO COMPUTACIONAL DE IMAGENS PEDOBAROGRÁFICAS .....		48
3.1	Introdução.....	49
3.2	Métodos de alinhamento.....	52
3.2.1	Baseado em características .....	52
3.2.2	Baseado em intensidade .....	57
3.2.2.1	Medidas de similaridade.....	58
a.	Soma do quadrado das diferenças.....	58
b.	Correlação cruzada .....	59
c.	Informação mútua .....	60
3.3	Metodologias de alinhamento de imagens pedobarográficas .....	61
3.3.1	Metodologia baseada em contornos .....	62
3.3.2	Metodologia baseada na maximização da correlação cruzada .....	62



3.3.3 Metodologia baseada num modelo híbrido .....	63
3.4 Resumo .....	63
CAPITULO IV – MATERIAIS E MÉTODOS .....	65
4.1 Introdução.....	66
4.2 Apoio dinâmico .....	67
4.2.1 Etapas .....	67
4.2.2 Definição da amostra .....	68
4.2.3 Questões éticas.....	68
4.2.4 Instrumentos.....	68
4.2.5 Procedimento experimental.....	69
4.2.6 Metodologias.....	70
4.2.6.1 Construção da imagem representativa do apoio completo obtido em cada medição .....	71
4.2.6.2 Extração dos parâmetros plantares .....	72
a. Classificação automática do pé .....	73
b. Determinação dos parâmetros plantares .....	74
4.2.6.3 Alinhamento das imagens.....	78
4.2.6.4 Criação da imagem média .....	80
4.2.6.5 Coeficiente de Correlação de Pearson e Coeficiente de Correlação Intraclasse.....	82
4.3 Apoio estático.....	82
4.3.1 Etapas .....	82
4.3.2 Definição da amostra .....	84
4.3.3 Questões éticas.....	84
4.3.4 Instrumentos.....	84
4.3.5 Procedimento experimental.....	84
4.3.6 Metodologias.....	86
4.3.6.1 Construção de uma imagem representativa do apoio estático obtido em cada medição .....	86

4.4 Resumo .....	87
CAPITULO V – RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	88
5.1 Introdução.....	89
5.2 Apoio dinâmico .....	90
5.2.1 Imagem dos picos máximos de pressão .....	91
5.2.1.1 Extração dos parâmetros plantares da imagem dos picos máximos de pressão e determinação da respetiva média .....	91
5.2.1.2 Extração dos parâmetros plantares da imagem média alinhada .....	91
5.2.1.3 Determinação dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass .....	92
a. Pé direito.....	92
b. Pé esquerdo .....	95
5.2.2 Imagem das pressões médias .....	98
5.2.2.1 Determinação dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass .....	98
a. Pé direito.....	99
b. Pé esquerdo .....	102
5.2.3 Imagem dos picos máximos de pressão vs Imagem das pressões médias ....	105
a. Pé direito.....	105
b. Pé esquerdo.....	107
5.3 Apoio estático.....	109
5.3.1 <i>Frame</i> aleatória .....	110
5.3.1.1 Extração dos parâmetros plantares da <i>frame</i> aleatória e determinação da respetiva média .....	110
5.3.1.2 Extração dos parâmetros plantares da imagem média alinhada .....	110
5.3.1.3 Determinação dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass .....	110
a. Pé direito.....	111
b. Pé esquerdo.....	114

5.3.2 Imagem das pressões médias .....	117
5.3.2.1 Determinação dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass .....	117
a. Pé direito.....	118
b. Pé esquerdo.....	121
5.3.4 <i>Frame</i> aleatória vs Imagem das pressões médias .....	124
a. Pé direito.....	124
b. Pé esquerdo.....	126
5.4 Conclusões.....	128
5.4.1 Apoio dinâmico.....	128
5.4.2 Apoio estático .....	128
CAPÍTULO VI – CONCLUSÕES E PERSPETIVAS DE TRABALHO FUTURO .....	130
6.1 Conclusões e perspectivas de trabalho futuro .....	131
6.1.1 Conclusões específicas.....	131
6.1.2 Conclusões gerais.....	131
6.1.3 Perspetivas de trabalho futuro .....	132
REFERÊNCIAS .....	133
ANEXO A .....	143

## Índice de Figuras

### CAPÍTULO II – Análise da distribuição da pressão plantar

Figura 2.1 – a) Sensores isolados e b) sensores sob a forma de matriz – palmilha sensorial ..	16
Figura 2.2 – Imagem representativa da pressão plantar e o respetivo mapa de cores .....	19
Figura 2.3 – Exemplo de uma palmilha sensorial à esquerda e Sistema F-Scan (Tekscan®,USA) conectado ao computador via USB.....	20
Figura 2.4 – Sistema Pedar® (Novel.de, Alemanha): funcionamento sem fios.....	20
Figura 2.5 – Plataforma de pressões, Emed® (Novel, Alemanha) .....	23
Figura 2.6 – a) Sapato pós-operatório, b) Bota imobilizadora e c) Palmilha ortopédica.....	28
Figura 2.7 – Curva típica do pico de pressão .....	30
Figura 2.8 – Exemplo de uma trajetória “normal” do <i>COP</i> .....	32
Figura 2.9 – Exemplo de uma <i>footprint</i> na qual está representada a trajetória “normal” do <i>COP</i> e o eixo longitudinal do pé.....	33
Figura 2.10 – Intervalos da fase de apoio.....	34
Figura 2.11 – Imagem explicativa dos parâmetros utilizados no cálculo do índice de pronção-supinação e o ângulo de progressão do pé .....	35
Figura 2.12 – Pronção e supinação do pé.....	35
Figura 2.13 – Plataforma de forças e eixos de medida.....	37
Figura 2.14 – Arco plantar transversal .....	39
Figura 2.15 – Arcos plantares longitudinais .....	40
Figura 2.16 – Deformidades plantares: pé cavo e pé plano .....	41
Figura 2.17 – Cálculo do índice do arco plantar .....	42
Figura 2.18 – Exemplos de diferentes propostas para a divisão do pé em regiões .....	45

### CAPÍTULO III – Alinhamento computacional de imagens pedobarográficas

Figura 3.1 – Alinhamento de duas imagens de pedobarografia estática. ....	50
Figura 3.2 – Exemplo de um alinhamento de imagens de diferentes modalidades (CT/RM) ..	51
Figura 3.3 – Exemplos de transformações utilizadas no alinhamento de imagens .....	54
Figura 3.4 – Exemplo ilustrativo de um alinhamento baseado em características.....	56
Figura 3.5 – Exemplo da aplicação da metodologia baseada em contornos: a) imagens originais; b) subcontornos (sem ligação entre pontos); c) contornos virtuais globais; d) contornos na posição original; e) alinhamento dos contornos .....	62

## CAPÍTULO IV – Materiais e métodos

Figura 4.1 – Etapas executadas na realização da atividade prática referente ao apoio dinâmico.	67
Figura 4.2 – Plataforma de pressões da Emed® utilizada.	69
Figura 4.3 – Exemplo de uma aquisição dinâmica	69
Figura 4.4 – Objetivos definidos para este projeto.	70
Figura 4.5 – Exemplo ilustrativo de uma imagem dos picos máximos de pressão.	71
Figura 4.6 – Divisão da <i>footprint</i> em regiões para o cálculo do <i>AI</i> e <i>MAI</i> .	74
Figura 4.7 – Imagem modelo (à esquerda) e a respetiva máscara binária para a remoção dos dedos (à direita)	75
Figura 4.8 – Exemplo da segmentação do pé em regiões: imagem normalizada (à esquerda), região do pé sem dedos (ao centro) e imagem segmentada (à direita).	75
Figura 4.9 – Exemplo ilustrativo da determinação dos parâmetros <i>AI</i> e <i>MAI</i> através do algoritmo utilizado.	76
Figura 4.10 – Exemplo ilustrativo dos eixos de referência: eixo do pé representado a vermelho e o eixo longitudinal do pé a verde.	77
Figura 4.11 – Exemplo ilustrativo da determinação dos parâmetros <i>COP</i> e pico máximo de pressão através do algoritmo utilizado.	77
Figura 4.12 – Sinal do valor do <i>COP</i> e do pico máximo de pressão face ao eixo do pé.	78
Figura 4.13 – Exemplo ilustrativo do algoritmo utilizado para o alinhamento das imagens.	79
Figura 4.14 – Exemplo de um resultado obtido através do algoritmo de alinhamento.	80
Figura 4.15 – Exemplo ilustrativo da criação da imagem média alinhada.	81
Figura 4.16 – Etapas executadas na realização da atividade prática referente ao apoio estático.	83
Figura 4.17 – Exemplo ilustrativo da organização do espaço para a realização da atividade prática.	85
Figura 4.18 – Exemplo do posicionamento do indivíduo para a realização da atividade prática.	85
Figura 4.19 – Gráfico ilustrativo do comportamento do <i>COP</i> face às coordenadas <i>x</i> e <i>y</i> .	86

## CAPÍTULO V – Resultados e discussão

Figura 5.1 – Etapas executadas na realização da atividade prática referente ao apoio dinâmico.	90
Figura 5.2 – Exemplo demonstrativo das tabelas nas quais se encontram armazenados os parâmetros plantares.	91

Figura 5.3 – Imagem picos máximos vs Imagem média das pressões: Localização do <i>COP</i> e do <i>PP</i> face ao eixo do pé direito. ....	105
Figura 5.4 – Imagem picos máximos vs Imagem média das pressões: Localização do <i>COP</i> e do <i>PP</i> face ao limite posterior do pé direito. ....	106
Figura 5.5 – Imagem picos máximos vs Imagem média das pressões: <i>AI</i> e <i>MAI</i> , pé direito..	106
Figura 5.6 – Imagem picos máximos vs Imagem média das pressões: Localização do <i>COP</i> e do <i>PP</i> face ao eixo do pé esquerdo. ....	107
Figura 5.7 – Imagem picos máximos vs Imagem média das pressões: Localização do <i>COP</i> e do <i>PP</i> face ao limite posterior do pé esquerdo. ....	108
Figura 5.8 – Imagem picos máximos vs Imagem média das pressões: <i>AI</i> e <i>MAI</i> pé esquerdo. ....	108
Figura 5.9 – Etapas executadas na realização da atividade prática referente ao apoio estático. ....	109
Figura 5.10 – <i>Frame</i> aleatória vs imagem média das pressões: Localização do <i>COP</i> e do <i>PP</i> face ao eixo do pé direito. ....	124
Figura 5.11 – <i>Frame</i> aleatória vs Imagem média das pressões: Localização do <i>COP</i> e do <i>PP</i> face ao limite posterior do pé direito. ....	125
Figura 5.12 – <i>Frame</i> aleatória vs Imagem média das pressões: <i>AI</i> e <i>MAI</i> pé direito. ....	125
Figura 5.13 – <i>Frame</i> aleatória vs Imagem média das pressões: Localização do <i>COP</i> e do <i>PP</i> face ao eixo do pé esquerdo. ....	126
Figura 5.14 – <i>Frame</i> aleatória vs Imagem média das pressões: Localização do <i>COP</i> e do <i>PP</i> face ao limite posterior do pé esquerdo. ....	127
Figura 5.15– <i>Frame</i> aleatória vs Imagem média das pressões: <i>AI</i> e <i>MAI</i> pé esquerdo .....	127

## Índice de Tabelas

### CAPÍTULO V – Resultados e discussão

Tabela 5.1 – Apoio dinâmico, pé direito: Imagem dos picos máximos de pressão - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do <i>COP</i> face ao eixo e ao limite posterior do pé.....	92
Tabela 5.2 – Apoio dinâmico, pé direito: Imagem dos picos máximos de pressão - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé.....	93
Tabela 5.3 – Apoio dinâmico, pé direito: Imagem dos picos máximos de pressão - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros <i>AI</i> e <i>MAI</i> .....	94
Tabela 5.4 – Apoio dinâmico, pé esquerdo: Imagem dos picos máximos de pressão - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do <i>COP</i> face ao eixo e ao limite posterior do pé. ....	95
Tabela 5.5 – Apoio dinâmico, pé esquerdo: Imagem dos picos máximos de pressão - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé. ....	96
Tabela 5.6 – Apoio dinâmico, pé esquerdo: Imagem dos picos máximos de pressão - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros <i>AI</i> e <i>MAI</i> .....	97
Tabela 5.7 – Apoio dinâmico, pé direito: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do <i>COP</i> face ao eixo e ao limite posterior do pé. ....	99
Tabela 5.8 – Apoio dinâmico, pé direito: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé.....	100
Tabela 5.9 – Apoio dinâmico, pé direito: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros <i>AI</i> e <i>MAI</i> . ....	101
Tabela 5.10 – Apoio dinâmico, pé esquerdo: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do <i>COP</i> face ao eixo e ao limite posterior do pé. ....	102
Tabela 5.11 – Apoio dinâmico, pé esquerdo: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé.....	103
Tabela 5.12 – Apoio dinâmico, pé esquerdo: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros <i>AI</i> e <i>MAI</i> . ....	104

Tabela 5.13 – Apoio estático, pé direito: <i>Frame</i> aleatória - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do <i>COP</i> face ao eixo e ao limite posterior do pé. ....	111
Tabela 5.14 – Apoio estático, pé direito: <i>Frame</i> aleatória - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé. ....	112
Tabela 5.15 – Apoio estático, pé direito: <i>Frame</i> aleatória - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros <i>AI</i> e <i>MAI</i> .....	113
Tabela 5.16 – Apoio estático, pé esquerdo: <i>Frame</i> aleatória - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do <i>COP</i> face ao eixo e ao limite posterior do pé. ....	114
Tabela 5.17 – Apoio estático, pé esquerdo: <i>Frame</i> aleatória - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé. ....	115
Tabela 5.18 – Apoio estático, pé esquerdo: <i>Frame</i> aleatória - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros <i>AI</i> e <i>MAI</i> .....	116
Tabela 5.19 – Apoio estático, pé direito: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do <i>COP</i> face ao eixo e ao limite posterior do pé. ....	118
Tabela 5.20 – Apoio estático, pé direito: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé.....	119
Tabela 5.21 – Apoio estático, pé direito: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros <i>AI</i> e <i>MAI</i> . ....	120
Tabela 5.22 – Apoio estático, pé esquerdo: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do <i>COP</i> face ao eixo e ao limite posterior do pé. ....	121
Tabela 5.23 – Apoio estático, pé esquerdo: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé.....	122
Tabela 5.24 – Apoio estático, pé esquerdo: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros <i>AI</i> e <i>MAI</i> . ....	123



**ANEXOS**

Tabela A.1 – Apoio dinâmico, pé direito: imagem dos picos máximos de pressão, valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média.....	144
Tabela A.2 - Apoio dinâmico, pé esquerdo: imagem dos picos máximos de pressão, valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média.....	147
Tabela A.3 - Apoio dinâmico, pé direito: imagem das pressões médias, valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média.....	150
Tabela A.4 - Apoio dinâmico, pé esquerdo: imagem das pressões médias, valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média.....	153
Tabela A.5 - Apoio estático, pé direito: <i>frame</i> aleatória, valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média .....	156
Tabela A.6 - Apoio estático, pé esquerdo: <i>frame</i> aleatória, valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média .....	159
Tabela A.7 - Apoio estático, pé direito: imagem das pressões médias, valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média.....	163
Tabela A.8 - Apoio estático, pé esquerdo: imagem das pressões médias, valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média.....	166

## Lista de abreviaturas

**AI** (*Arch Index*) – Índice do Arco Plantar;

**AVC** – Acidente Vascular Cerebral;

**CC** – Coeficiente de correlação Cruzada;

**CCI** – Coeficiente de Correlação Intraclassa;

**COP** – Centro de Pressão;

**CT** – Tomografia Computorizada;

**FSRS** – *Force Sensitive Registor*;

**Hz** – Hertz;

**MAI** (*Modified Arch Index*) – Índice do Arco Plantar Modificado;

**MI** (*Mutual Information*) – Informação Mútua;

**MSE** (*Mean Square Error*) – Erro Médio Quadrático;

**NMI** (*Normalized Mutual Information*) – Informação Mútua Normalizada;

**PET** – Tomografia por Emissão de Positrões;

**PP** – Pico máximo de Pressão;

**PPC** – Curva do Pico de Pressão;

**PTI** – Integral ou Impulso de Pressão;

**kPa** – Quilo Pascal;

**r** – Coeficiente de correlação de Pearson;

**RM** – Ressonância Magnética;

**SDA** – Soma das diferenças absolutas;

**SSD** – Soma do quadrado das diferenças;

**SPSS** – *Statistical Packhage for the Social Sciences*.

---

# **CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO**

- 1.1 Enquadramento
- 1.2 Objetivo
- 1.3 Estrutura
- 1.4 Contribuições principais

## 1.1 Enquadramento

O pé humano ao atuar em “parceria” com uma superfície externa está constantemente exposto à atuação de diferentes forças interativas que podem vir a comprometer a sua funcionalidade.

Uma inadequada repartição das forças pode desencadear a produção de movimentos anormais e consequentemente induzir alterações no modo como se encontra distribuída a pressão sobre a superfície plantar (Abboud 2002; Monteiro, Gabriel et al. 2010). Com o tempo, as referidas alterações podem interferir com o desempenho e participação do Homem nas diferentes atividades do quotidiano, na medida em que podem originar o aparecimento gradual de patologias e deformidades plantares.

Com o intuito de analisar a forma como se encontra distribuída a pressão ao nível da superfície plantar foram desenvolvidas diversas técnicas e sistemas de medição. Estes foram progressivamente aperfeiçoados o que possibilitou uma análise mais precisa e aprofundada por parte dos clínicos e investigadores. A análise da distribuição da pressão plantar tornou-se assim alvo de diversos estudos, em especial na área da Saúde onde desempenha atualmente um papel essencial uma vez que facultar informações específicas acerca da estrutura e função do pé.

A deteção e o estudo de patologias e deformidades plantares (Abboud, Rowley et al. 2000; Monteiro, Gabriel et al. 2010), a verificação da influência de determinados tratamentos e cirurgias (Schuh, Hofstaetter et al. 2011), bem como o desenvolvimento de soluções que melhorem a distribuição da pressão plantar por parte do paciente (Orlin and McPoil 2000), são alguns exemplos onde a análise da pressão plantar desempenha um papel crítico.

Com o objetivo de analisar a distribuição da pressão plantar têm sido destacados, de acordo com o seu contributo clínico, diversos parâmetros plantares, como por exemplo: o pico de pressão; o centro de pressão; a área de contacto; o índice do arco plantar; e o índice do arco plantar modificado. Contudo, a interpretação dos resultados obtidos para cada parâmetro está sempre dependente do objetivo do estudo em questão (Rosebaum and Becker 1997).

Para analisar a pressão plantar executada por um dado indivíduo, em situações de apoio estático ou dinâmico, é necessário efetuar no mínimo três a cinco medições de forma a assegurar representações fiáveis do padrão de distribuição plantar (Hughes, Pratt et al. 1991; Gurney, Kersting et al. 2008). Entre medições podem ocorrer alterações nas condições de aquisição - instantes distintos, posições e orientações posturais diferentes, equipamentos de

aquisição diversos (Brown 1992; Jacob 2008; Venâncio 2008) - que comprometam a veracidade dos resultados. Frequentemente, na análise da pressão plantar o profissional de saúde necessita de analisar primeiramente a informação existente em cada medição e só depois fundir toda a informação para retirar conclusões dos dados recolhidos, o que faz com que a análise seja um processo usualmente bastante demorado.

De forma a facilitar a extração da informação relevante das imagens de pressão plantar e obter em simultâneo o máximo potencial dos dados obtidos, têm sido desenvolvidas diferentes técnicas computacionais de análise de imagem, nomeadamente técnicas de alinhamento de imagens. Os primeiros estudos em torno desta temática foram realizados por Tavares et al. (2000) e Harrison et al. (2000).

O alinhamento de imagem consiste assim na determinação e aplicação de uma transformação de modo a que a imagem alvo, ou as entidades nesta representadas, passem a estar ajustadas às estruturas homólogas representadas numa segunda imagem, designada usualmente por imagem modelo (Pataky, Goulermas et al. 2008).

Quando implementadas, as técnicas de alinhamento computacional fazem com que as imagens referentes a cada medição adquiram um sistema de referência comum, o que facilita a extração, interpretação e comparação da informação obtida (Jacob, Tavares et al. 2009).

Adicionalmente, tarefas como a segmentação e classificação de regiões plantares, a comparação de imagens de pressão plantar de um dado caso clínico com imagens de casos previamente estudados e a classificação do tipo de pé, passam a ser executadas de uma forma mais precisa, simplificada, automática e não subjetiva (Oliveira and Tavares 2011c).

## 1.2 Objetivos

A presente Dissertação teve como objetivos principais: a realização de um estudo acerca dos parâmetros plantares cuja utilização é mais frequente na análise da pressão plantar, salientando o contributo de cada parâmetro nos diferentes estudos pedobarográficos até então realizados e as conclusões passíveis de serem obtidas através da sua análise e interpretação; e a comparação da média dos valores de parâmetros plantares extraídos de um conjunto de apoios executados por um dado indivíduo com os valores dos parâmetros obtidos a partir de uma imagem média representativa dos apoios desse indivíduo, construída usando técnicas de alinhamento computacionais.

Como objetivos secundários pretendeu-se verificar se a escolha da imagem que serve de modelo ao alinhamento computacional influencia o valor dos parâmetros plantares e se existem diferenças nos resultados quando são utilizadas diferentes imagens representativas dos apoios executados.

## **1.3 Estrutura**

De modo a que a Dissertação em questão se tornasse clara e consistente, esta foi estruturada sequencialmente em seis capítulos e um anexo. Apresenta-se de seguida, de forma resumida, o conteúdo de cada um dos capítulos restantes:

### **Capítulo II - Análise da distribuição da pressão plantar**

Inicialmente é efetuada uma introdução acerca da importância funcional e biomecânica do pé no corpo humano, salientando o interesse do seu estudo. Posteriormente é destacada a importância da análise da distribuição da pressão plantar na área da saúde, enfatizando o papel fulcral que esta desempenha no estudo clínico do pé humano.

Uma vez que o trabalho prático realizado envolve a utilização de sistemas de medição, são de seguida explorados os conceitos base referentes às técnicas de medição desenvolvidas e é efetuada uma revisão relativa aos sistemas de medição com maior aplicabilidade atualmente. Adicionalmente, de modo a fundamentar a posterior escolha do sistema de medição, são dadas a conhecer as vantagens e desvantagens dos diferentes sistemas bem como as características que estes devem possuir para se tornarem adequados ao estudo.

Em seguida, visto que na concretização da atividade prática vão ser analisados um conjunto específicos de parâmetros plantares, é feito um estudo aprofundado acerca dos parâmetros que, do ponto de vista clínico, possuem um maior interesse. Nesta etapa são denotados os contributos de cada parâmetro nos diferentes estudos pedobarográficos até então realizados.

Por fim, tendo em conta que na determinação dos parâmetros plantares é comumente realizada uma divisão prévia do pé em regiões anatómicas, são descritos os métodos usualmente utilizados para executar a respetiva divisão, sendo citados exemplos de autores que recorreram a um determinado grau de divisão do pé para a concretização do seu estudo.

### **Capítulo III – Alinhamento computacional de imagens pedobarográficas**

Inicialmente é estabelecida uma correlação entre o presente capítulo e o capítulo anterior, de forma a tornar perceptível o modo como estes se encontram interligados.

De seguida, é apresentada a definição de alinhamento e é realçada a sua importância na área da Saúde. Nesta etapa são enunciados exemplos de aplicações nas quais o alinhamento computacional de imagens médicas tem adquirido um papel crucial.

Posteriormente, tendo em conta a temática da Dissertação, é evidenciado o contributo do alinhamento computacional de imagem quando aplicado a imagens pedobarográficas.

De forma a facilitar a posterior compreensão das metodologias computacionais utilizadas na parte prática, para o respetivo alinhamento de imagens pedobarográficas, é efetuado um estudo acerca dos dois grandes grupos em que os métodos de alinhamento se podem dividir: métodos de alinhamento baseados em características e em intensidades. Uma vez que nos métodos de alinhamento baseados em intensidade são determinados os parâmetros da função de transformação recorrendo à otimização de uma medida de similaridade, é realizado um estudo referente às medidas de similaridade cuja utilização é mais frequente.

Por fim, após um levantamento das metodologias até então desenvolvidas para o alinhamento de imagens pedobarográficas, são descritas as metodologias computacionais de alinhamento a utilizar na concretização da parte prática.

### **Capítulo IV – Materiais e métodos**

Neste capítulo encontram-se definidas, com base nos objetivos desta Dissertação, todas as etapas a ter conta para a realização da atividade prática. Visto que o estudo foi efetuado em imagens de pressão plantar referentes a duas situações distintas, imagens do apoio dinâmico e do apoio estático, o capítulo foi dividido em duas partes de modo a simplificar a sua compreensão.

Em ambas as partes começou-se por definir a amostra em estudo, os instrumentos e os protocolos a utilizar para a respetiva aquisição das imagens, procedendo-se de seguida a uma descrição das metodologias utilizadas.



## **Capítulo V – Resultados e discussão**

Exposição dos resultados experimentais obtidos, procedendo-se de seguida a uma discussão dos mesmos.

## **Capítulo VI – Conclusões finais e perspectivas de trabalho futuro**

Apresentação das conclusões finais relativas aos resultados experimentais, bem como as perspectivas de desenvolvimento futuro.

## **Anexo A**

O Anexo A inclui as tabelas referentes ao apoio dinâmico e ao apoio estático, onde constam os valores dos parâmetros plantares extraídos a partir dos apoios executados por cada indivíduo e a respetiva média.

## **1.4 Contribuições principais**

A Dissertação em questão reúne num único documento uma revisão bibliográfica acerca da análise da distribuição da pressão plantar e do alinhamento de imagens pedobarográficas, sendo evidenciado o modo como estes se encontram interligados e o papel crucial que ambos desempenham na área da Saúde.

Com o presente trabalho é possível concluir que para obter uma estimativa dos valores médios dos parâmetros plantares considerados, é suficiente extrair o seu valor a partir da imagem média alinhada. Tal facto poderá vir a contribuir para uma melhoria da prática clínica, na medida em que a imagem média alinhada computacionalmente poderá vir a ser utilizada em diversos estudos, diminuindo assim o tempo e trabalho despendido pelos profissionais de saúde na análise da pressão plantar exercida por um dado indivíduo ou população.

---

# **CAPÍTULO II - ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR**

## **2.1 Introdução**

## **2.2 Análise da distribuição da pressão plantar**

### **2.2.1 Técnicas de medição**

### **2.2.2 Sistemas de medição**

### **2.2.3 Características desejáveis na escolha de um sistema**

### **2.2.4 Parâmetros *standards* no estudo da pressão plantar**

### **2.2.5 Divisão do pé em regiões anatómicas**

## **2.3 Resumo**

## 2.1 Introdução

O pé humano é uma estrutura mecânica multiarticular, constituída por um conjunto de componentes estruturais e funcionais (Tábuas 2011), tais como músculos, ossos e articulações, que interagem entre si de forma a desempenharem uma dada função (Abboud 2002; Özkan 2005). A sua estrutura é considerada uma das estruturas biomecânicas do corpo humano com maior complexidade e a única que atua em “parceria” com uma superfície externa.

Graças às características dos seus componentes e à forma peculiar como interagem, o pé possui a capacidade de proporcionar ao corpo humano uma base estável que confere, de forma eficiente, não só o suporte e equilíbrio numa fase de apoio mas também uma estabilidade adequada durante o processo da marcha (Abboud 2002; Teh, Teng et al. 2006; Santos 2008; Monteiro, Gabriel et al. 2010; Ramanathan, Kiran et al. 2010).

Ao longo dos tempos o pé humano tem vindo a ser igualmente descrito como fonte importante de informação na medida em que, através de um retorno (*feedback*) sensorial, permite a criação de um interface entre o ambiente envolvente e o sistema de equilíbrio corporal. Tal *feedback* é estabelecido graças á presença de um conjunto disperso de recetores sensitivos cutâneos na região plantar (Tábuas 2011). Estes, ao serem dotados de uma elevada sensibilidade às pressões de contacto e às variações existentes na distribuição dessas mesmas pressões possibilitam ao Homem, entre outras funções, o reconhecimento do ambiente circundante bem como o controlo dos diversos movimentos que executa no seu quotidiano (Nurse and Nigg 2001; Kennedy and Inglis 2002; Oddsson, De Luca et al. 2004; Schlee 2010).

O pé humano ao estabelecer uma interação permanente com o meio externo está constantemente predisposto à atuação de diferentes forças interativas que comprometem a sua funcionalidade. As referidas forças com o tempo podem induzir a produção de movimentos anormais e desencadear, consequentemente, alterações na forma como é distribuída a pressão ao nível da superfície plantar (Abboud 2002; Monteiro, Gabriel et al. 2010). As alterações na distribuição da pressão são por vezes são de tal forma elevadas que geram o aparecimento gradual de diversas patologias e deformidades plantares. O pé diabético, a artrite reumatoide, a doença de *Charcot-Marie-Tooth* e a paramiloidose são alguns dos exemplos de patologias que afetam a funcionalidade do pé. É de salientar que nem sempre as áreas de maior pressão correspondem às áreas onde o paciente sente mais dor, uma vez que o paciente pode modificar o seu padrão normal de marcha de forma a proteger a área com dor ou a própria presença de problemas funcionais pode ser responsável por a alteração dessa mesma distribuição (Abboud, Rowley et al. 2000).

Face ao papel vital que desempenha, o pé tornou-se assim alvo de diversos estudos na tentativa de encontrar soluções que impeçam o aparecimento de alterações na distribuição plantar e, conseqüente, o comprometimento do desempenho e participação do Homem nas diferentes atividades do quotidiano. Segundo Elfman (Elftman 1934), a primeira tentativa documentada do estudo da distribuição da pressão plantar foi realizada em 1882 por Beeley. No seu estudo, Beeley desenvolveu uma técnica que se baseava na colocação de indivíduos descalços em cima de um saco preenchido com gesso. Beeley acreditava que quanto mais profunda fosse a impressão deixada por o indivíduo, maior era a pressão suportada por este. Contudo, a impressão deixada no gesso apenas gravava a forma do pé e não a sua pressão.

Com o objetivo de alcançar mais e melhor, o Homem tem vindo desde então a desenvolver e aperfeiçoar inúmeras técnicas que permitam uma análise da distribuição da pressão plantar mais aprofundada e precisa. Desta forma, com o avançar do tempo, a análise da pressão plantar tornou-se uma ferramenta crucial em diversas áreas especialmente na área da saúde, na medida em que:

- Possibilita, de acordo com os resultados obtidos para as diferentes variáveis analisadas, não só a deteção e o estudo de diversas patologias e deformidades plantares, como também a verificação da influência de determinados tratamentos e cirurgias. São vários os estudos que comprovam tal possibilidade, nomeadamente: em (Abboud, Rowley et al. 2000) verificou-se, através de um estudo comparativo entre pacientes diabéticos e não diabéticos, que a disfunção muscular dos membros inferiores é responsável por uma distribuição anormal da pressão plantar e conseqüente ulceração do pé em pacientes diabéticos; em (Monteiro, Gabriel et al. 2010) estudou-se a influência da obesidade isolada e desta associada à sarcopenia na distribuição da pressão plantar em mulheres pós-menopausa; já em (Schuh, Hofstaetter et al. 2011) verificou-se quais as alterações sofridas na distribuição da pressão plantar em pacientes submetidos ao tratamento de reconstrução da articulação do tornozelo com artrite;
- Viabiliza a comparação de dados entre indivíduos saudáveis ou entre pacientes e grupos de controlo. Diferentes investigações foram executadas com o intuito de realizar tais comparações, por exemplo: em (Chiappin 2007) foi comparado o registo da distribuição plantar entre um grupo de adultos e um grupo de idosos; em (Putti, Arnold et al. 2010) entre homens e mulheres; em (Teh, Teng et al. 2006) entre indivíduos obesos e não obesos; e em (Nazario, Santos et al. 2010) entre sujeitos com pés sem patologia e pés planos;

- Possibilita para valores de pressão plantar atípicos o estudo e desenvolvimento de soluções que melhorem a distribuição da pressão plantar por parte do paciente (Orlin and McPoil 2000), tais como: a) alteração do *design* de calçado – Em (Praet and Louwerens 2003) foi realizado um estudo no qual foi avaliado o efeito durante a marcha do *design* do calçado na pressão plantar de pacientes com neuropatia diabética, concluindo que o *design* do calçado influencia a distribuição da pressão plantar; em (Erdemir, Saucerman et al. 2005) foi analisada a influência de diferentes configurações de calçados terapêuticos no alívio da pressão plantar local, tendo-se verificado alterações significativas de acordo com as respetivas configurações do calçado; b) implementações de ortóteses (Palmilhas) – vários estudos comprovam a eficácia da implementação de palmilhas na melhoria da distribuição plantar, tal como o estudo realizado em (Magalhães 2007), no qual foi verificada a eficácia da implementação de palmilhas em pacientes com artrite reumatoide. Também em 2007 foi realizado um estudo (Guldemond, Leffers et al. 2007) no qual foram avaliados os efeitos das diferentes configurações de palmilhas na distribuição da pressão plantar em pacientes com neuropatia diabética, concluindo que estas trazem melhorias na distribuição da pressão plantar por parte do paciente;
- Permite verificar qual a influência da distribuição da pressão plantar no controlo postural de pacientes com uma determinada patologia ou simplesmente de indivíduos que executem uma determinada atividade (Orlin and McPoil 2000). Em (Abrantes and Santos 2011) foi verificada a instabilidade existente em pacientes com esclerose múltipla através da análise da variação do centro de pressão obtida a partir do registo da distribuição da pressão plantar. Igualmente em (2011), foi efetuado um estudo (Thiesen and Sumiya 2011) no qual verificaram o equilíbrio corporal de praticantes de *ballet* clássico, através da análise da distribuição da pressão plantar.

A análise da distribuição da pressão plantar tornou-se assim essencial no estudo do pé humano e consequentemente uma mais-valia para a melhoria da qualidade de vida do Homem. A sua análise permite não só aprofundar o conhecimento acerca da estrutura e função do pé, como também efetuar um diagnóstico que possibilite a criação de novas formas de prevenção e tratamento das diversas patologias e deformidades a que o pé se encontra usualmente associado.

## 2.2 Análise da distribuição da pressão plantar

### 2.2.1 Técnicas de medição

Desde muito cedo o Homem demonstrou interesse em analisar a pressão plantar, recriando para tal diversas técnicas de medição que permitissem analisar a distribuição da pressão plantar nas diferentes regiões do pé quando este se encontra em contacto com uma dada superfície (Tuna, Birtane et al. 2005). Tais técnicas, de acordo com o seu modo de funcionamento, podem ser classificadas em três tipos: acumulativas, óticas e eletromecânicas (Efsthia 2006).

#### 2.2.1.1 Técnicas acumulativas

As técnicas acumulativas apenas permitem efetuar uma análise qualitativa da pressão plantar, uma vez que o resultado da sua aplicação origina somente um conjunto de impressões referentes às regiões do pé que exerceram uma maior pressão durante a medição (Efsthia 2006). A técnica de *footprint* e a técnica baseada em microcápsulas são dois exemplos de técnicas acumulativas.

##### a. *Técnica de footprint*

Consiste num tapete de borracha com pequenas projeções de várias alturas, cada uma delas com tinta na sua superfície, e uma folha de papel. O indivíduo ao aplicar uma carga no tapete faz com que as projeções de borracha depositem no papel diferentes quantidades de tinta, sendo que as maiores quantidades localizar-se-ão nas regiões de maior pressão. Tal facto acontece pois nesses locais a carga ao ser maior faz com que as projeções sejam todas comprimidas contra a folha de papel. Através da técnica de *footprint* é possível estimar quais as áreas do pé com maiores níveis de pressão (Orlin and McPoil 2000; Efsthia 2006).

##### b. *Técnica baseada em microcápsulas*

Este tipo de técnica utiliza pequenas cápsulas, colocadas entre duas camadas finas de espuma, que contem no seu interior dois tipos de corantes: usualmente um azul, que corresponde a níveis de pressão baixos, e um vermelho, que corresponde a níveis altos.

De modo a efetuar a medição da pressão plantar as microcápsulas são colocadas na planta do pé do paciente para que, com o caminhar, estas sejam fraturadas e ocorra, consoante o nível de pressão, a libertação dos corantes sobre a espuma.

A partir desta técnica é possível obter um conjunto de manchas com diferentes cores que traduzem respetivamente as zonas plantares com maior e menor pressão (Orlin and McPoil 2000; Efstathia 2006).

### **2.2.1.2 Técnicas óticas**

As técnicas óticas baseiam-se na informação visual para retirar conclusões referentes à pressão plantar exercida (Efstathia 2006). Como exemplo de técnicas óticas existem: a técnica baseada na fotoelasticidade de um material com a utilização de luz polarizada, a técnica *Textured Mat Cinematography*, a técnica de podoscopia, e a técnica baseada na reflexão crítica da luz.

#### **a. *Técnica baseada na fotoelasticidade de um material***

Esta técnica utiliza a fotoelasticidade de um material para a medição da pressão plantar, ou seja, baseia-se na capacidade que alguns materiais plásticos apresentam em alterar o seu comportamento ótico de acordo com as deformações a que estão a ser submetidos (Sousa and Tavares 2007). A deformação é aplicada através de um conjunto de sólidos semiesféricos, unidos a uma superfície de cabedal, que vão ser comprimidos contra o material fotoelástico no momento em que é aplicada uma carga por parte do pé (Urry 1999; Orlin and McPoil 2000; Efstathia 2006). A distribuição da pressão plantar é representada por definidos padrões de interferência circulares, cujo seu diâmetro é proporcional á carga aplicada. Assim, diferentes valores de pressão dão origem a diferentes índices de refração do material, o que permite retirar conclusões. As imagens resultantes da pressão exercida sobre o material são adquiridas usando câmaras de imagem (Efstathia 2006).

#### **b. *Técnica Textured Mat Cinematography***

Nesta técnica a medição da pressão plantar é obtida através de uma placa de borracha, sobreposta sobre uma placa de vidro, que contem na sua superfície inferior pequenas pirâmides preenchidas entre si por um líquido de cor branca. A aplicação de uma carga sobre a superfície da borracha faz com que a área de contacto entre as pirâmides e o vidro



subjacente aumente, sendo que zonas de maior pressão corresponderão a zonas cuja área de contacto das pirâmides é maior. Com a presença do líquido de cor branca o contraste entre os diferentes pontos é enaltecido, facilitando a captação da imagem por o sistema ótico (Efstathia 2006; Sousa and Tavares 2007).

**c. *Técnica de podoscopia***

A técnica de podoscopia, tal como o próprio nome indica, baseia-se na utilização de um podoscópio para a determinação das regiões plantares com maior pressão. O podoscópio é usualmente constituído por uma caixa de madeira/aço com uma tampa de vidro, iluminada de cada topo por luzes fluorescentes. No seu interior, por baixo do vidro, encontra-se um espelho orientado segundo um ângulo de 45° que possibilita a visualização da superfície plantar. Embora esta técnica permita a visualização das áreas de maior pressão não é possível efetuar a sua quantificação. No caso de se pretender guardar o padrão de distribuição de pressão do paciente, este pode ser fotografado, filmado ou delineado num papel através da imagem contida no espelho (Orlin and McPoil 2000; Efstathia 2006; Sousa and Tavares 2007).

**d. *Técnica baseada na reflexão crítica da luz***

Esta técnica tem como princípio de medição o ângulo crítico, isto é, o ângulo para o qual existe reflexão interna total da luz incidente num dado material. Para tal é necessária a utilização de uma folha de plástico moldável, uma placa de vidro retangular iluminada, transdutores de força colocados nos cantos da placa, uma câmara de vídeo e um computador para o processamento e armazenamento da informação.

Quando é exercida pressão a folha de plástico sofre uma compressão contra a placa de vidro fazendo com que haja um aumento do ângulo crítico, ou seja, que ocorra uma alteração na intensidade da luz iluminada através do vidro. Tal facto é resultante da diminuição da camada de ar existente entre a superfície translúcida e a superfície moldável.

Como resultado final é possível através do espelho identificar, de acordo com a intensidade da luz, quais as áreas com maior pressão e, através do registo dos transdutores de força, quantificar quais os valores de pressão. As imagens de pressão plantar de cada paciente podem ser adquirida por sistemas de imagem ou de vídeo (Orlin and McPoil 2000; Efstathia 2006; Sousa and Tavares 2007).

### 2.2.1.3 Técnicas eletromecânicas

Segundo (Efsthia 2006), as técnicas eletromecânicas são as mais requeridas e tem por base a utilização de sensores. Estes podem ser encontrados sob a forma isolada, Figura 2.1a, permitindo uma medição da pressão local; ou em grupo sob a forma de matriz, Figura 2.1b, possibilitando a medição da distribuição da pressão ao longo de toda a superfície plantar.

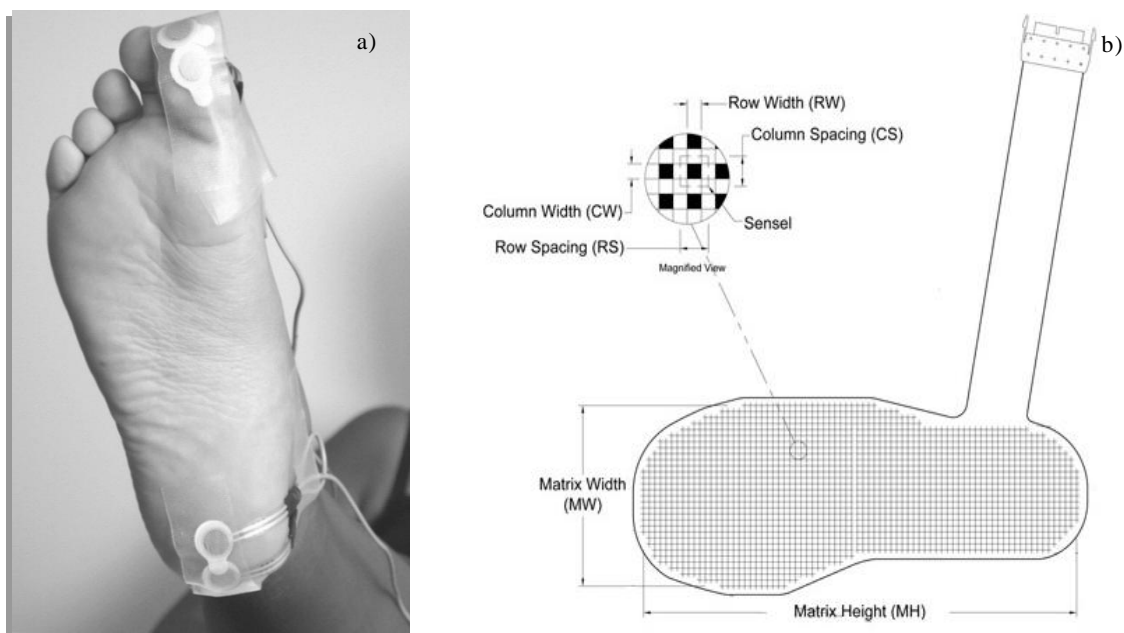


Figura 2.1 – a) Sensores isolados e b) sensores sob a forma de matriz – palmilha sensorial

( a) retirado de(Aminian, Najafi et al. 2002) e b) adaptado de (Tekscan 2007b).)

Quando os sensores são usados isoladamente, a medição intitula-se como discreta e o seu posicionamento nas zonas do pé vai depender do objetivo do estudo em questão. Este tipo de medição tem como principais vantagens a fácil utilização, o custo de aquisição reduzido e uma frequência de amostragem elevada, devido ao número reduzido de sensores utilizados (Sousa and Tavares 2006). O facto de os sensores serem pontuais torna-os mais suscetíveis a deslocamentos inesperados, podendo originar uma medição errada da pressão local, e faz com que a sua presença seja facilmente reconhecida por parte do paciente, o que pode resultar numa indução na alteração da marcha (Rosebaum and Becker 1997; Sousa and Tavares 2006).

Por sua vez, os sensores sob a forma de matriz ao possuírem uma configuração específica e “contínua” tornam-se mais difíceis de detetar por parte do paciente, excluem a necessidade de escolher o seu local de colocação e possibilitam uma análise mais alargada da distribuição de pressão existente ao nível da superfície plantar (Rosebaum and Becker 1997; Orlin and McPoil 2000; Efstathia 2006; Sousa and Tavares 2006).

Os sensores, quando presentes, devem possuir um conjunto de características que lhes permitam estar em concordância com a funcionalidade do respetivo sistema, por exemplo (Rosebaum and Becker 1997): a) a resolução espacial de um sensor utilizado na medição da pressão plantar em crianças deve ser superior àquela que é necessária na medição da pressão plantar em adultos, devido às diferenças existentes entre o tamanho dos pés e a própria estrutura; b) o intervalo de medição deve ser suficientemente grande para permitir a deteção dos picos de pressão e das cargas exercidas; c) o tamanho do sensor deve ser adequado à medição a efetuar, por exemplo: para estruturas anatómicas pequenas que produzam um pico de pressão definido, tais como as cabeças dos metatarsos, a utilização de sensores largos seria inadequada uma vez que a pressão real seria mascarada pelos baixos valores de pressão existentes em torno do pico; d) o sistema deve possuir uma elevada sensibilidade e linearidade e uma baixa histerese entre sensores, de forma a permitir medições viáveis e precisas.

Como exemplo de princípios de funcionamento dos sensores podem ser indicados os *Force Sensitive Resistor (FSRS)*, os transdutores capacitivos e as hidrocélulas.

#### a. *Force Sensitive Resistor*

Consiste num dispositivo organizado em camadas muito finas unidas por um adesivo espaçador, que promove a ventilação do sistema. Na camada superior encontra-se impresso um material semicondutor e na inferior elétrodos inter-espaçados (Silva, Paschoarelli et al. 2008). Quando é aplicada uma força na sua superfície dá-se uma alteração no valor da resistência, sendo esse proporcional à força aplicada (Orlin and McPoil 2000; Efstathia 2006; Sousa and Tavares 2007). O *output* dos dispositivos que utilizam este tipo de tecnologia de sensor pode ser uma força ou pressão, consoante a respetiva aplicação (Efstathia 2006).

**b. *Transdutores capacitivos***

Os transdutores capacitivos possuem usualmente uma configuração básica que engloba a utilização de duas placas condutoras, com uma determinada carga elétrica, separadas por um material isolante. Quando é aplicada uma pressão dá-se uma variação na capacitância, que é detetada e calculada de forma a quantificar o valor de pressão. A tensão gerada vai variar de acordo com a área e distância entre as placas e o tipo de material usado como isolante. Sistemas que recorrem a transdutores capacitivos para a medição da pressão plantar tem como particularidade o facto de utilizarem uma curva de calibração, desenvolvida por cada sensor presente na matriz, que possibilita a avaliação quantitativa da pressão (Orlin and McPoil 2000; Efstathia 2006; Sousa and Tavares 2007).

**c. *Hidrocélulas***

Baseia-se num sensor discreto piezoresistivo contido dentro de uma célula preenchida por um fluido. A aplicação de uma força na hidrocélula faz com que o fluido sofra um aumento da sua resistência, provocando uma variação na tensão de saída do sensor. A partir dessa variação é possível quantificar a pressão exercida (Orlin and McPoil 2000; Efstathia 2006).

**2.2.2 Sistemas de medição**

A partir das técnicas anteriormente indicadas foi possível desenvolver sistemas de medição, tais como palmilhas e plataformas de pressões. Apesar das diferenças existentes, resultantes das distintas naturezas de conceção, estes sistemas possuem um conjunto peculiar de características que lhes conferem uma maior aplicabilidade no mercado atual (Chevalier, Hodgins et al. 2010).

Relativamente à sua estrutura, os sistemas de medição possuem usualmente uma configuração base que engloba (Orlin and McPoil 2000; Magalhães 2007):

- Sistema de aquisição – constituído por um sensor discreto ou uma matriz de múltiplos sensores responsáveis pela medição da força normal aplicada a cada sensor quando o pé se encontra em contacto com a superfície. A magnitude da pressão plantar ( $P$ ) vai ser determinada a partir da divisão do valor de força obtido ( $F$ ) por a área do sensor ( $A$ ):

$$P = \frac{F}{A}; \quad (2.1)$$

- Computador – dispositivo no qual é efetuado o armazenamento, processamento e análise dos dados obtidos. O processamento da informação é feito com auxílio a diversos algoritmos que possibilitam a divisão do pé em regiões anatômicas bem como a definição de um esquema gráfico de cores que traduz a pressão plantar exercida, por exemplo, Figura 2.2. No presente caso cada região possui assim uma determinada cor de acordo com a pressão plantar exercida, sendo que as áreas de maior pressão estão usualmente associadas à cor roxa e vermelha e as áreas de menor pressão à cor azul (Castro 2007). Tanto a divisão do pé como o esquema de cores variam consoante o *software* e de acordo com o objetivo do profissional de saúde;

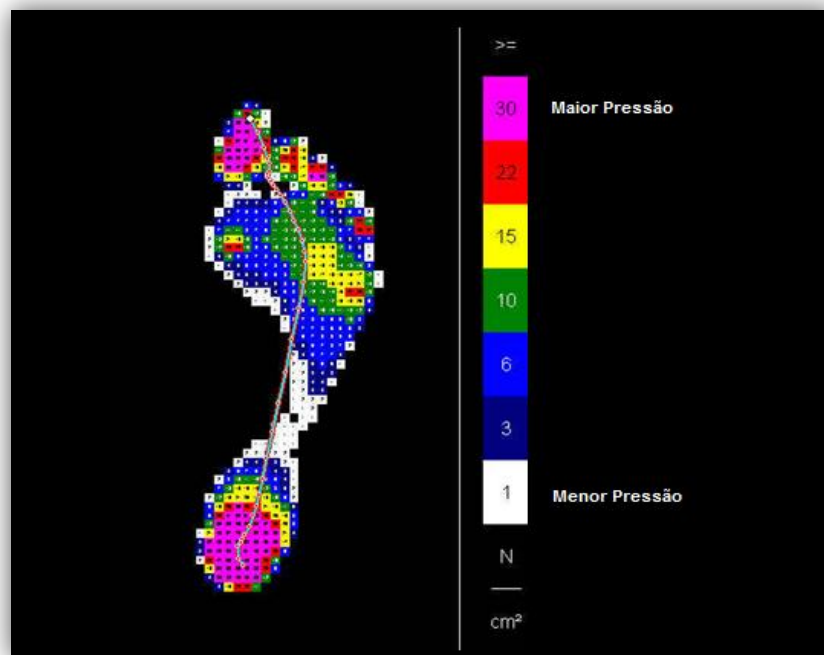


Figura 2.2 – Imagem representativa da pressão plantar e o respetivo mapa de cores  
(adaptado de(Seitz 2008)).

- Sistema de visualização – normalmente é utilizado um monitor para a visualização dos dados obtidos e respetiva análise.

#### 2.2.2.1 Sistema de palmilha

O sistema de palmilha define-se como sendo um sistema portátil e flexível, capaz de se ajustar à morfologia do pé e monitorizar as cargas locais entre este e o sapato nas diferentes atividades do quotidiano (Rosebaum and Becker 1997; Castro 2007).

Tais sistemas são usualmente constituídos por, Figura 2.3: a) um sensor de matriz sob a forma de palmilha, colocado no interior do sapato do paciente; b) um amplificador de sinal; b) cabos de ligação; c) um sistema de gravação e armazenamento que se encontra embutido num cinto colocado à cintura do paciente (Martinez-Nova, Cuevas-García et al. 2007).



Figura 2.3 – Exemplo de uma palmilha sensorial à esquerda e Sistema F-Scan (Tekscan<sup>®</sup>,USA) conectado ao computador via USB

(imagem à esquerda adaptada de (Martinez-Nova, Cuevas-García et al. 2007) e à direita retirada de (Tekscan 2007a)).

Para que o sistema de palmilha se tornasse mais cómodo e discreto, foram criados novos sistemas cuja unidade de transmissão de dados funciona via *wireless* (Saito, Nakajima et al. 2011), via *Bluetooth* ou que possua no seu interior um cartão de memória que armazene os dados para no final do registo serem descarregados no computador (Novel.de 2011). Este tipo de funcionamento descarta assim a utilização dos cabos de ligação permitindo a criação de movimentos mais naturais por parte do utilizador, Figura 2.4.



Figura 2.4 – Sistema Pedar<sup>®</sup> (Novel.de, Alemanha): funcionamento sem fios

(adaptado de (Novel.de 2011)).

Graças ao seu modo de atuação e às suas características o sistema de palmilha encontra-se dotado de um conjunto de vantagens e desvantagens que servem de fundamentação à sua aplicação num determinado estudo.

a. *Vantagens*

- O sistema de palmilha ao ser um sistema portátil possibilita a análise do comportamento da distribuição plantar nas diferentes atividades do quotidiano (Wertsch, Webster et al. 1992; Rosebaum and Becker 1997; Orlin and McPoil 2000; Efstathia 2006; Sousa and Tavares 2006; Martinez-Nova, Cuevas-García et al. 2007). Cite-se como exemplos os estudos efetuados em (Mao, Li et al. 2006) e em (Fourchet, Kelly et al. 2012). Em (Mao, Li et al. 2006) foi analisada, através de sistemas de palmilha, a distribuição da pressão plantar executada por um conjunto de indivíduos em apoio monopodálico durante um exercício de *Tai Chi*. Por sua vez em (Fourchet, Kelly et al. 2012) foi realizado um estudo no qual recorreram ao sistema de palmilha da Pedar® - *X-Pedar Mobile System* - para comparar a distribuição da pressão plantar executada na realização de *jogging* e corrida, por adolescentes de alta competição;
- A palmilha ao estar colocada no interior do sapato torna-se mais discreta, reduzindo desta forma as hipóteses de “etiquetagem” por parte do paciente (Orlin and McPoil 2000; Efstathia 2006; Martinez-Nova, Cuevas-García et al. 2007);
- Uma vez que o seu uso não se encontra restringido a uma área específica, o sistema permite gravar todo o ciclo de marcha numa única medição e os vários passos registados podem ser facilmente medidos e analisados recorrendo à mesma máscara (Rosebaum and Becker 1997; Efstathia 2006);
- O sistema de palmilha possibilita o estudo da interface existente entre pé/sapato e incita a criação de soluções que melhorem a distribuição da pressão plantar por parte do paciente, tais como: a implementação de palmilhas ou alteração do *design* do calçado (Rosebaum and Becker 1997; Orlin and McPoil 2000; Erdemir, Saucerman et al. 2005; Özkan 2005; Sousa and Tavares 2006; Castro 2007; Martinez-Nova, Cuevas-García et al. 2007). Para além disso, depois de implementadas, o sistema de palmilha permite verificar a eficácia das soluções e se necessário proceder às respetivas alterações de modo a proporcionar um maior número de benefícios ao paciente (Orlin and McPoil 2000; Özkan 2005).

**b. Desvantagens**

- Grande parte dos sistemas de palmilha não se encontram configurados para a realidade do dia-a-dia. Determinados sistemas possuem um *design* que induz um conjunto de limitações ao nível da colocação dos diferentes componentes no paciente, por exemplo, o sistema de gravação dos dados é regularmente colocado na cintura do paciente através de um cinto e é conectado à palmilha através de um conjunto de fios o que faz com que seja notória a sua utilização (Saito, Nakajima et al. 2011);
- O sistema possui um tempo de operação limitado (25 minutos a 6 horas) pois encontra-se dependente do tipo de sistema de memória (Saito, Nakajima et al. 2011);
- A palmilha pode alterar o coeficiente de atrito existente entre o pé e o sapato devido à sua superfície de revestimento (Finch 1999);
- A palmilha sensorial ao estar colocada num ambiente fechado está mais sujeitas a falhas mecânicas. Fatores como o carregamento contínuo, a facilidade de se enrugar, o suor e o calor tornam-se prejudiciais na medição, podendo comprometer a precisão e performance dos sensores (Orlin and McPoil 2000; Efstathia 2006; Sousa and Tavares 2006; Gaino 2009);
- As palmilhas possuem uma menor durabilidade uma vez que são usualmente muito finas (Gaino 2009) e encontram-se sujeitas a um maior número de agressões externas, como por exemplo a ação repetida de serem colocadas/retiradas do sapato (Sousa 2008);
- Devido à posição do sensor na palmilha a medição da força vertical não pode ser medida nos instantes iniciais e finais da marcha, pois nesses instantes esta não é normal à superfície de contacto (Orlin and McPoil 2000; Efstathia 2006; Sousa and Tavares 2006).

**2.2.2.2 Plataforma**

A plataforma de pressões, Figura 2.5, consiste numa superfície de sensores capazes de adquirir a distribuição plantar estática e dinâmica (Rosebaum and Becker 1997; Orlin and McPoil 2000). Esta encontra-se normalmente conectada a um computador que efetua a aquisição, armazenamento e análise dos dados obtidos (Orlin and McPoil 2000).





Figura 2.5 – Plataforma de pressões, Emed<sup>®</sup> (Novel, Alemanha)  
(retirado de (Seitz 2008)).

Quando o pé entra em contacto com a plataforma o computador regista a força gerada durante a passada, a sua duração e a quantidade de sensores que foram estimulados (Rosebaum and Becker 1997; Orlin and McPoil 2000; Castro 2007; Castro 2010). Tal como a palmilha, a plataforma possui um conjunto de vantagens e desvantagens que fundamentam a sua aplicação numa dada situação clínica.

a. *Vantagens*

- Garante uma “verdadeira” medição da força vertical, uma vez que os sensores de pressão estão sempre posicionados perpendicularmente à superfície (Orlin and McPoil 2000; Efsthia 2006; Sousa and Tavares 2006);
- Possui usualmente uma grande quantidade de sensores o que traduz numa maior resolução por parte do sistema (Orlin and McPoil 2000; Efsthia 2006; Sousa and Tavares 2006);
- A medição da pressão plantar é menos condicionada por fatores externos, estando menos sujeitas a falhas mecânicas (Orlin and McPoil 2000);
- Permite verificar qual a interação existente entre o pé e o solo (Castro 2007).

**b. Desvantagens**

- Existe uma “etiquetagem” da plataforma por parte do paciente durante a marcha. Este ao saber a localização da plataforma pode alterar o padrão normal da marcha de forma a estabelecer um contacto “ideal” entre o pé e a superfície sensorial da plataforma (Orlin and McPoil 2000; Efstathia 2006; Sousa and Tavares 2006);
- Na avaliação da marcha, pacientes com patologias que comprometam a sua coordenação e propriocepção têm dificuldades em percorrer a passadeira e contactar corretamente com a plataforma de pressões (Orlin and McPoil 2000);
- Devido aos seus componentes e às metodologias utilizadas nas diferentes medições, a localização da plataforma de pressões está restringida ao local onde a medição vai decorrer, por exemplo: na medição da distribuição plantar dinâmica a plataforma encontrar-se usualmente embutida em passadeiras relativamente longas de forma a permitir que o indivíduo execute o seu padrão normal de marcha (Rosebaum and Becker 1997; Orlin and McPoil 2000; Sousa and Tavares 2006);
- O facto de estar restringida a um local não possibilita a medição da distribuição da pressão plantar nas diferentes atividades do quotidiano e faz com que apenas se possa medir uma passada do ensaio completo da marcha (Fradet, Siegel et al. 2009);
- Não permite avaliar aspetos como as influências do *design* de calçado e a implementação de ortóteses (Rosebaum and Becker 1997);
- Na medição da distribuição plantar dinâmica é necessário efetuar várias medições separadas, sendo que o resultado entre cada uma delas pode ser influenciado pelo paciente (Efstathia 2006).

Apesar da palmilha e da plataforma terem um conjunto de vantagens e desvantagens que à partida justificam a sua utilização, os clínicos baseiam normalmente as suas decisões segundo as características e capacidades funcionais dos pacientes e de acordo com os requisitos que o sistema deve possuir de modo a adequar-se ao tipo de estudo que se pretende efetuar.

### 2.2.3 Características desejáveis para o estudo da pressão plantar

Quando se seleciona um sistema este deve possuir um conjunto de características que o tornem adequado ao estudo em questão. Fatores como (Orlin and McPoil 2000; Sousa and Tavares 2006): a) fiabilidade – capacidade do sistema de medição cumprir os requisitos impostos por uma dada operação, durante um determinado período de tempo e de acordo com as condições inicialmente estabelecidas; b) frequência de amostragem – indica o número de medições realizadas por cada sensor num segundo, ou seja, indica a resolução temporal de um sistema de medição. Durante a marcha a frequência de amostragem registada na interação pé-sensor apresenta normalmente valores entre os 10 e 15 Hz, sendo que no impacto do calcanhar podem ser registados componentes a 75 Hz (Urry 1999); c) resolução – consiste na distância mínima existente entre dois sensores adjacentes. A resolução espacial é tanto maior quanto maior for o número de sensores. Segundo (Urry 1999), para uma correta medição da pressão plantar os sensores devem ter uma superfície ativa de  $5 \times 5 \text{ mm}^2$  (comprimento, largura). Porém, se os sensores forem discretos (não agrupados sob a forma de matriz ou vetores) estes não devem possuir dimensões inferiores a  $5 \times 5 \text{ mm}^2$ , uma vez que foi demonstrado que a localização da pressão de pico sob o metatarso sofre uma movimentação durante a marcha, sendo necessária uma área sensorial de  $7 \times 7 \text{ mm}^2$  por forma a captar a respetiva pressão (Sousa and Tavares 2006); d) Limiar de pressão – deve-se adequar de acordo com o tipo de medição. Um sensor que possua um elevado limiar de pressão atuará como um filtro passa alto, fazendo com que as baixas pressões não sejam registadas (Urry and Wearing 2001); e) calibração – distribuição de carga uniforme para todos os sensores usados (Sousa and Tavares 2006). É extremamente importante na obtenção de resultados viáveis e conclusivos.

Para além de todos os fatores anteriormente supraditos, na escolha de um sistema deve ser tido em conta quais os parâmetros que são possíveis medir através da sua utilização.

### 2.2.4 Parâmetros *standards* no estudo da pressão plantar

Segundo Orlin em (Orlin and McPoil 2000), os picos de pressão - máximos da pressão de reação adquiridos por cada sensor; a curva do pico de pressão - curva que dispõe as pressões máximas registadas ao longo do período de medição sob a forma de gráfico cartesiano; os integrais de pressão-tempo, também designados por impulsos correspondentes à área delimitada pelos gráficos da pressão versus tempo; o centro de pressão - ponto de aplicação do vetor da força vertical de reação ao solo; e a área de contacto correspondente à medida da região de contacto existente entre a superfície plantar do pé e os sensores da plataforma, são os parâmetros cujo estudo clínico possui um maior interesse.

O contributo e interpretação dos parâmetros plantares estão sempre dependentes dos objetivos do estudo em causa (Rosebaum and Becker 1997; Sousa and Tavares 2006).

#### 2.2.4.1 Pico de pressão

O pico de pressão (*PP*) é definido como sendo o maior valor de pressão detetado ao longo de uma medição (Shu, Hua et al. 2010; Giacomozzi 2011):

$$PP = \text{Max} (P_1 \dots P_n), \quad (2.2)$$

sendo:

$P_1$  – Pressão medida no primeiro sensor;

$P_n$  – Pressão medida no último sensor.

Na análise da pressão plantar o pico de pressão é um dos parâmetros cujo estudo é cada vez mais recorrente. Devido ao seu comportamento peculiar, este parâmetro permite retirar conclusões cruciais para a prevenção, diagnóstico e tratamento de diversas patologias e deformidades plantares.

A distribuição da pressão plantar num pé adulto varia de região para região, sendo que os valores de pressão na zona do médio-pé são tipicamente menores do que aqueles que são registados no calcanhar e na zona dos metatarsos. Num pé adulto, o valor do pico de pressão no calcanhar e nas regiões dos metatarsos ronda geralmente os  $350 \pm 400$  kPa, enquanto que na região do médio pé este encontra-se usualmente entre os 57 e os 73 kPa (Urry and Wearing 2001).

Quando numa dada região plantar é ultrapassado o limiar de pressão, pode ocorrer uma oclusão das entidades locais fornecedoras de sangue e desencadear-se consequentemente uma perda dos tecidos por ulceração (Rosebaum and Becker 1997). Segundo Melai em (Melai, Ijzerman et al. 2011), valores de pressão acima dos 70 ou 150 N/cm<sup>2</sup> podem originar o aparecimento gradual de uma lesão, uma vez que a exposição repetitiva da pele a estes sublimites pode inibir os processos de regeneração celular e levar á eventual falência do tecido. No entanto, quando tais valores ultrapassam o limiar dos 400 N/cm<sup>2</sup> dá-se por norma a ocorrência de traumas imediatos sob a pele. Tal facto faz com que o pico de pressão seja considerado uma variável indutora da ocorrência de traumas na superfície plantar, bem como um fator contributivo para a rutura da pele em pacientes com neuropatia periférica (Mueller, Zou et al. 2005).

São vários os estudos que tem analisado a relação entre o pico de pressão e a lesão tecidual, sendo que grande parte da atenção tem sido remetida para indivíduos com diabetes *mellitus* e neuropatia periférica. Cite-se, por exemplo, o estudo efetuado por Abouesha em (Abouaesha, van Schie et al. 2001), no qual foi investigada a relação existente entre a pressão e a espessura do tecido plantar num grupo de pacientes diabéticos neuropáticos em risco de ulceração do pé. Através deste estudo foi possível verificar a existência de uma correlação negativa pronunciada entre o pico de pressão e a espessura do tecido plantar na zona das cabeças dos metatarsos. Embora a primeira cabeça do metatarso seja a zona mais comum para o aparecimento de úlceras de pressão, este foi o que apresentou menor correlação. Pensa-se que esta fraca correlação esteja relacionada com a presença, sob a primeira cabeça do metatarso, de dois ossos sesamóides que ao serem mais superficiais acabam por suportar uma parte da carga do peso. Assim, Abouesha et al. confirmaram a existência de uma forte relação inversa entre a espessura do tecido plantar e as medições dinâmicas da pressão plantar, ou seja, as zonas que possuem uma diminuição da espessura do tecido plantar contêm usualmente maiores valores de pico de pressão e consequentemente um maior risco de ulceração.

Por sua vez em 2007, Zou et al. em (Zou, Mueller et al. 2007) analisaram, numa amostra de 20 indivíduos com diabetes *mellitus* e neuropatia periférica, a relação existente entre a tensão máxima de cisalhamento, o pico e o gradiente de pressão plantar. Através da análise efetuada foi possível concluir que elevados valores do pico e gradiente de pressão contribuem para elevados valores das tensões de cisalhamento, ou seja, tensões de corte. Tal facto identifica o pico de pressão e o gradiente máximo de pressão como sendo variáveis importantes na localização das tensões máximas de cisalhamento nos tecidos da superfície plantar. Ainda assim, o facto das tensões máximas de cisalhamento desempenharem um papel importante nos critérios de falha mecânica e poderem ser utilizadas na previsão da ocorrência de lesões ou ruturas teciduais, torna o pico e o gradiente de pressão fatores cruciais na localização de áreas predispostas à ocorrência de lesões.

Os elevados valores de pico de pressão ao estarem usualmente associados a lesões teciduais fazem com estes necessitem de ser controlados, no sentido de prevenir o aparecimento ou possibilitar a cura das úlceras plantares (Actis, Ventura et al. 2008). Assim, com o intuito de promover uma diminuição da pressão plantar, têm vindo a ser desenvolvidos diversos dispositivos, tais como: moldes de contacto total, sapatos pós-operatório (Figura 2.6a), botas imobilizadoras (Figura 2.6b), palmilhas (Figura 2.6c), revestimento da zona lesada com materiais como feltro, entre outros (Deleu, Leemrijse et al. 2010).



Figura 2.6 – a) Sapato pós-operatório, b) Bota imobilizadora e c) Palmilha ortopédica

(a) retirado de (Aveimedica 2011), b) retirado de (Americanas.com 2011) , c) retirado de (Sapatos.net 2011)).

A eficácia dos dispositivos na diminuição do valor do pico de pressão plantar tem sido comprovada através de vários estudos, nomeadamente: Zequera et al. em (Zequera, Stephan et al. 2008) verificaram, através da avaliação do efeito de diferentes configurações de palmilhas na distribuição da pressão plantar de um grupo de pacientes com diabetes *mellitus* na fase inicial, que a presença das palmilhas desencadeava, de acordo com o tipo de configuração, uma redução significativa dos valores do pico de pressão em quase todas as áreas do pé; Kravos et al. (2011) por sua vez, ao analisarem a eficácia das diferentes configurações de calçado na diminuição da pressão plantar em regiões específicas do pé – o *hallux*, as cabeças dos metatarsos, o médiopé e o calcanhar – concluíram que aquele tipo de configuração promovia uma redução da pressão plantar na região do calcanhar; Schuh et al. em (Schuh, Trnka et al. 2011), promoveram um estudo um pouco diferente no qual, após examinarem a eficácia de diferentes *designs* de sapatos pós-operatório na redução do stress na região do antepé, efetuaram um conjunto de modificações sob o sapato com o *design* mais eficaz, de forma a proporcionar não só o alívio do *stress* na região do antepé como também proporcionar um maior conforto aos pacientes.

Para além da determinação do grau de eficiência de um determinado dispositivo, o estudo do pico de pressão adquiriu igualmente interesse na validação da eficácia de determinadas terapias cirúrgicas. Considere-se por exemplo o estudo realizado em (Rouhani, Crevoisier et al. 2011), cujo objetivo era avaliar, através da análise da distribuição da pressão plantar durante uma caminhada de longa distância, o grau de eficácia de determinadas terapias cirúrgicas no tratamento de osteoartrite do tornozelo. Através da análise do pico de pressão foi possível concluir que, após terapia cirúrgica, houve uma transferência da carga máxima da região posterior para a região medial do pé.

A aproximação dos valores de pressão dos indivíduos submetidos a terapia cirúrgica aos valores dos indivíduos de controlo confirmou a eficácia das terapias cirúrgicas no tratamento de osteoartrite.

Apesar do grande enfoque atribuído ao pico de pressão na análise da pressão plantar em pacientes com diabetes *mellitus*, e na contribuição da criação de novos dispositivos e terapias cirúrgicas, o estudo do seu comportamento tem sido igualmente alvo de interesse em outras patologias. Por exemplo em (Teh, Teng et al. 2006) foi realizado um estudo no qual foi analisada comparativamente a distribuição da pressão plantar de indivíduos obesos e não obesos. A análise do pico de pressão permitiu concluir que existiam diferenças entre os indivíduos obesos e os não obesos, uma vez que o aumento do peso induzia um aumento do pico de pressão na região do antepé. Já Monteiro et al. em (Monteiro, Gabriel et al. 2010) examinaram a distribuição da pressão plantar executada por mulheres em pós-menopausa com obesidade e obesidade associada à sarcopenia, durante a marcha. Através da análise do pico de pressão conseguiram verificar que as mulheres obesas, comparativamente às mulheres normais, isto é, mulheres sem obesidade e sem sarcopenia, apresentam elevados valores do pico de pressão nos metatarsos 1, 4 e 5, no médio pé e na zona lateral do calcanhar. Já as mulheres obesas com sarcopenia apresentaram elevados valores do pico de pressão em todas as áreas exceto na região dos dedos. Os resultados obtidos permitiram concluir que a pressão plantar exercida pelas mulheres obesas, em especial as mulheres obesas com sarcopenia, em pós menopausa durante a caminhada é superior aquela que é exercida pelas mulheres normais. Os valores de pressão elevados podem ser assim a causa da presença de dor no pé, em especial na região do médio pé, e serem indiretamente o motivo pelo qual as mulheres passam a adotar novas atitudes, quer na marcha quer em pé paradas, como forma de evitar as dores.

Por sua vez, Slim et al. em (Slim, van Schie et al. 2011) realizaram um estudo cujo objetivo era avaliar a pressão plantar e identificar os determinantes clínicos responsáveis pelo aumento dessa mesma pressão em pacientes afetados por lepra. Relativamente ao pico de pressão foi possível verificar que este aumenta substancialmente em pacientes com lepra, sendo que o seu valor máximo é observado na região anterior do pé, mais especificamente nas cabeças dos metatarsos. O facto dos valores elevados do pico de pressão estarem significativamente associados a deficiências neuropáticas – amputações/absorções do dedo do pé e *hallux* valgo – fez com que estes fossem reconhecidos como determinantes clínicos.

A elevada aplicabilidade do pico de pressão na análise da pressão plantar foi igualmente enriquecida com a realização de estudos comparativos, por exemplo: entre jovens adultos e jovens idosos (Chiappin 2007) e homens e mulheres (Chung and Wang 2011).

### 2.2.4.2 Curva do pico de pressão

A curva do pico de pressão (*PPC*) é usualmente designada como sendo um parâmetro de medição na análise da pressão plantar (Giacomozzi 2011; Latour, Latour et al. 2011). O estudo realizado por Giacomozzi et al. em (Giacomozzi and Martelli 2006) é um dos muitos estudos que demonstra a importância da curva do pico de pressão. Estes autores, com base na amplitude e forma da curva do pico de pressão, classificaram quais os pacientes com risco de ulceração do pé. Concluindo assim que um teste de triagem com base na curva do pico de pressão pode ser eficaz na detecção de pacientes diabéticos em riscos de ulceração.

A curva do pico de pressão dispõe, usualmente sob a forma de gráfico cartesiano, as pressões máximas registadas ao longo do período de medição, Figura 2.7. No gráfico cartesiano o eixo horizontal (*x*) representa habitualmente o tempo da medição, que corresponde ao tempo de carga, e o eixo vertical (*y*) corresponde á pressão plantar máxima instantânea em unidades absolutas de pressão (Giacomozzi 2011).

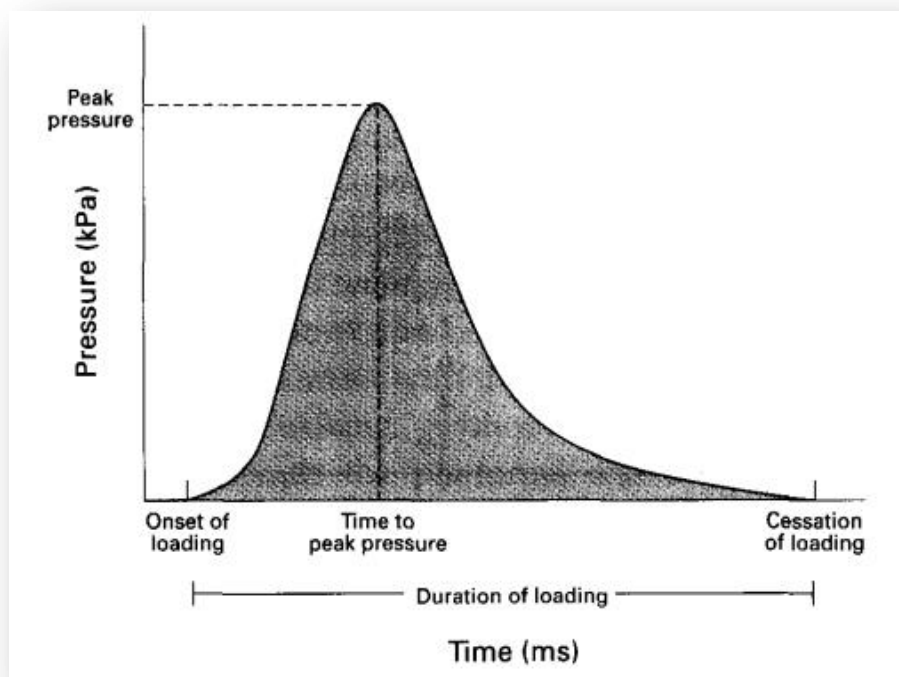


Figura 2.7 – Curva típica do pico de pressão  
(retirado de (Rosebaum and Becker 1997)).

A partir da análise da curva do pico de pressão é possível determinar o valor do pico de pressão, correspondente ao máximo da curva, e calcular o impulso ou integral de pressão-tempo (*PTI*).



### 2.2.4.3 Impulso ou integral de pressão-tempo

O impulso ou integral de pressão-tempo têm sido reconhecido como um parâmetro útil na análise da pressão plantar (Keijsers, Stolwijk et al. 2009; Giacomozzi 2011; Melai, Ijzerman et al. 2011). Este parâmetro representa a área no interior da curva do pico de pressão e o seu cálculo é efetuado através do somatório do produto das pressões instantâneas ( $PP_i$ ) pelo intervalo de amostragem ( $\Delta t$ ) (Giacomozzi 2011; Melai, Ijzerman et al. 2011):

$$PTI = \sum PP_i \times \Delta t. \quad (2.3)$$

O integral de pressão-tempo descreve assim o efeito cumulativo da pressão ao longo do tempo numa determinada área do pé, fornecendo um valor da carga total aplicada no período de tempo cuja superfície plantar se encontra em contacto com o solo (Melai, Ijzerman et al. 2011).

São vários os estudos que recorrem ao integral pressão-tempo para retirar conclusões relativas à pressão plantar. Por exemplo, Burns et al. em (Burns, Crosbie et al. 2005) realizaram um estudo cujo objetivo era examinar a influência das várias etiologias do pé cavo, em particular ideopático e neurogénico, nas características da pressão plantar e na presença de dor no pé de forma a identificar a existência de possíveis relações. Através da análise do integral pressão-tempo verificaram que este apresentava diferenças quando comparado entre indivíduos com pé cavo e indivíduos com pé normal, nomeadamente: indivíduos com os pés cavos apresentavam um elevado integral pressão-tempo, especialmente nas regiões do retopé e antepé; os integrais pressão-tempo foram superiores nos indivíduos que relataram a presença de dor comparativamente aos indivíduos sem dor. Tal facto permitiu a Burns et al. concluir que existe uma correlação significativa entre o integral pressão-tempo e a dor no pé, sendo que os indivíduos com os pés cavos apresentam integrais de pressão-tempo elevados.

Por sua vez Bus et al. em (Bus, van Deursen et al. 2009) analisaram a eficácia da implementação de sapatos configurados no alívio da pressão plantar exercida na região antepé por indivíduos com pés diabéticos em risco de ulceração. Essa análise foi efetuada recorrendo aos parâmetros pico de pressão e integral de pressão-tempo, uma vez que os seus elevados valores estão usualmente associados ao risco de ulceração em pés diabéticos. O facto de se ter verificado no sapato adaptado, comparativamente ao sapato de controlo, reduções significativas de ambas as variáveis nas regiões onde é frequente o desenvolvimento de úlceras, veio comprovar a sua eficácia no alívio da pressão plantar.

#### 2.2.4.4 Área de contacto

A área de contacto, determinada pela soma da área de todos os sensores sobrecarregados dentro de uma dada região (Filippin, Barbosa et al. 2007), tem sido igualmente reconhecida como um parâmetro útil na análise da distribuição da pressão plantar. O facto de se ter verificado através de diversos estudos, nomeadamente (Tsung, Zhang et al. 2004; Paton, Stenhouse et al. 2007; Chang, Wang et al. 2012), a existência de uma relação inversa entre a área de contacto e o pico de pressão, fez com que esta se tornasse um parâmetro determinante na avaliação do grau de eficácia de uma dada palmilha na diminuição do pico de pressão plantar.

#### 2.2.4.5 Centro de pressão

O centro de pressão (*COP*) é definido como sendo o ponto de aplicação do vetor da força vertical de reação ao solo (Winter 1995). Este parâmetro representa uma média ponderada da pressão total exercida sobre a superfície em contacto com o solo (Winter 1995; Corriveau, Hébert et al. 2001; Palmieri, Ingersoll et al. 2002).

Durante a locomoção normal e não patológica, o *COP* desloca-se usualmente de acordo com uma trajetória padrão, Figura 2.8, na qual o peso do corpo é transferido inicialmente do tálus para o calcâneo, de seguida sofre uma movimentação em direção á região do mediopé, depois cruza por cima das cabeças dos metatarsos para o lado interno do pé e por fim termina na região entre o dedo grande e o segundo dedo (Chang, Tsirikos et al. 2004; Jamshidi, Rostami et al. 2010).

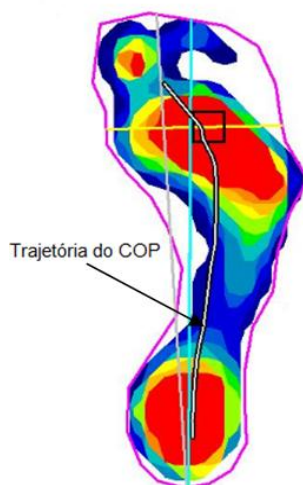


Figura 2.8 – Exemplo de uma trajetória “normal” do *COP*  
(adaptado de (Camarda 2011)).

A trajetória do *COP* é assim composta por inúmeros deslocamentos quer no plano sagital, na direção anterior-posterior; quer no plano frontal, na direção medial-lateral. Os deslocamentos do *COP* na direção medial-lateral são usualmente definidos tendo em conta o eixo do  $x$ . Este eixo é perpendicular ao eixo longitudinal do pé (Figura 2.9 – linha a roxo) que coincide com o eixo do  $y$ , eixo que define por sua vez os deslocamentos na direção anterior-posterior. O eixo longitudinal do pé, também designado por linha de bissecção do pé, é definido como sendo uma linha que se inicia a meio do calcanhar e que se prolonga até ao centro do segundo dedo (De Cock, Vanrenterghem et al. 2008).

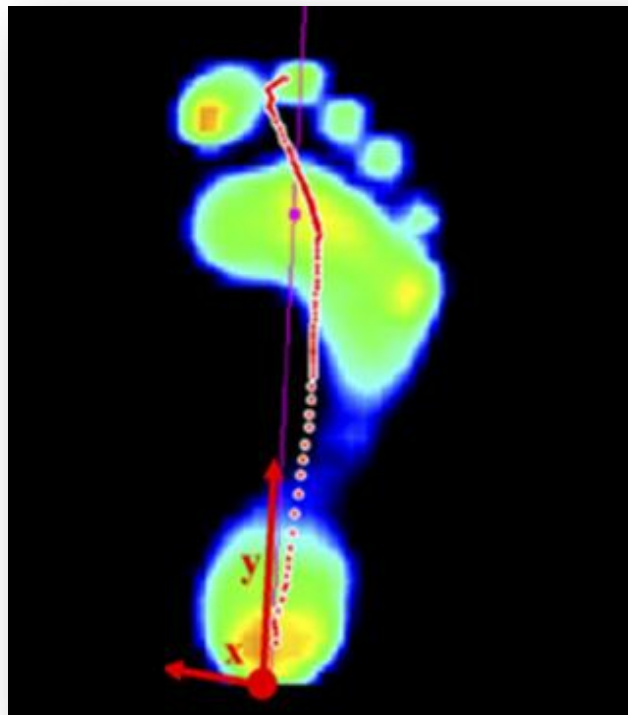


Figura 2.9 – Exemplo de uma *footprint* na qual está representada a trajetória “normal” do *COP* e o eixo longitudinal do pé

(adaptado de (De Cock, Vanrenterghem et al. 2008)).

As oscilações do *COP* na direção anterior-posterior são normalmente superiores às oscilações na direção medial-lateral (Ferrario, Sforza et al. 1996; De Cock, Vanrenterghem et al. 2008). No entanto, embora os deslocamentos no plano frontal sejam menores, estes são considerados fatores determinantes na forma como a carga vai ser exercida no pé (De Cock, Vanrenterghem et al. 2008) e consequentemente fatores de risco para a ocorrência de quedas (Corriveau, Hébert et al. 2001).

Parte desses deslocamentos são desencadeados com o intuito de estabilizar as reações posturais presentes nas diversas situações estáticas e dinâmicas, nas quais há existência de uma perturbação esperada ou inesperada (Corriveau, Hébert et al. 2001). O grau de deslocamento em ambos os planos é influenciado pela interação estabelecida entre os diferentes músculos. O aumento da atividade dos músculos plantarflexores e dorsiflexores movem o *COP* na direção anterior-posterior. Por outro lado, o aumento da atividade muscular dos inversores e eversores movem-no medialmente e lateralmente (Winter 1995).

De acordo com o Nawata et al. em (Nawata, Nishihara et al. 2005), a quantificação da localização do centro de pressão numa *footprint* é efetuada através do índice de pronação-supinação. Este é usualmente calculado para quatro intervalos da fase apoio, *foot contact*, *early-midsupport*, *late-midsupport* e *toe off* (Figura 2.10); e é definido pela distância entre o limite medial da *footprint* (Figura 2.11 - linha AB) e a posição do *COP*, a dividir por a largura da *footprint* no respetivo intervalo.

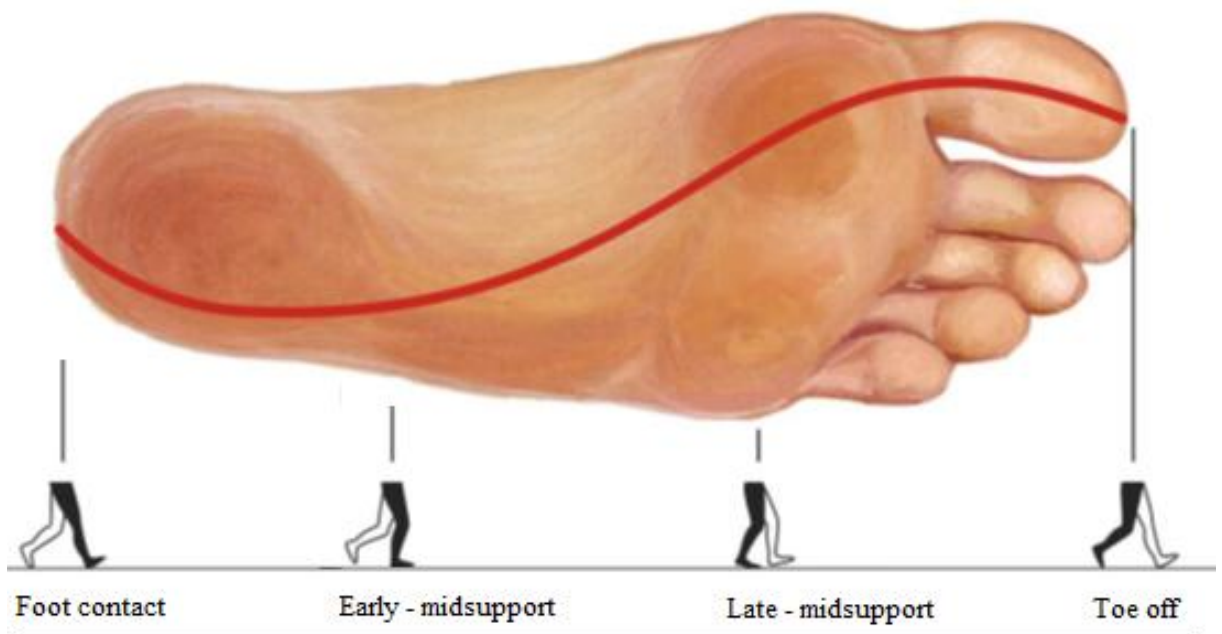


Figura 2.10 – Intervalos da fase de apoio

(adaptado de (Loftus 2012)).

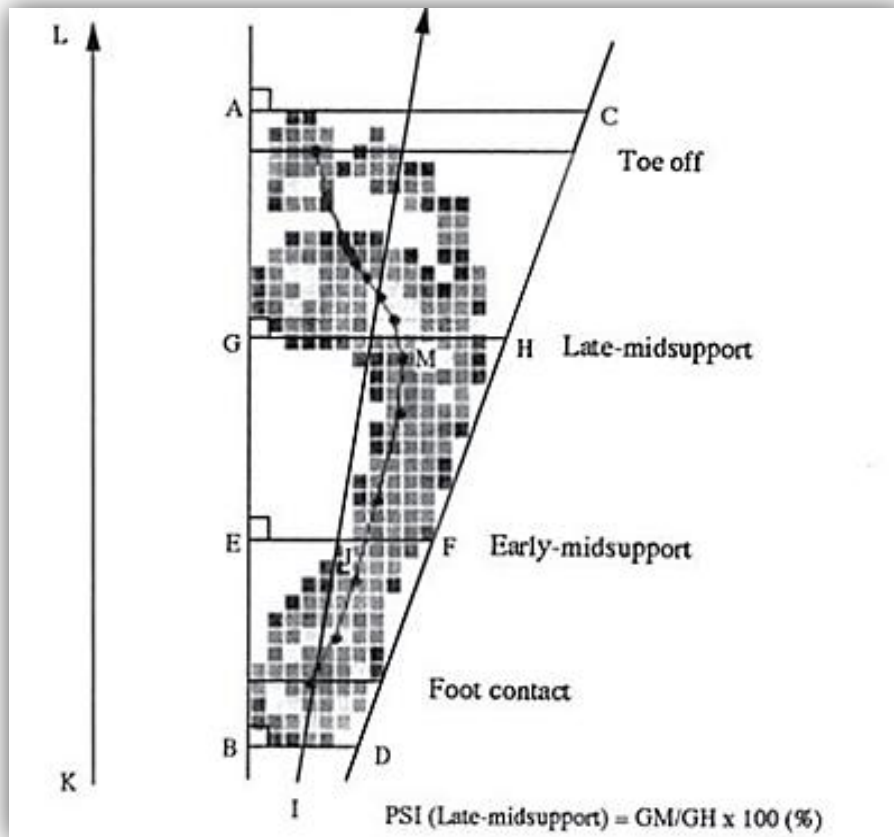


Figura 2.11 – Imagem explicativa dos parâmetros utilizados no cálculo do índice de pronação-supinação e o ângulo de progressão do pé  
(adaptado de (Nawata, Nishihara et al. 2005)).

O pé diz-se pronado quando o *COP* é medial ao eixo da articulação subtalar e supinado quando o *COP* é lateral ao eixo, Figura 2.12. O índice de pronação-supinação diminui com a pronação e aumenta com a supinação. Alterações nos valores de referência deste índice remetem para uma posição imprópria do pé, a qual pode desencadear entorses do tornozelo e consequentemente a ocorrência de fraturas.



Figura 2.12 – Pronação e supinação do pé  
(adaptado de (Morong and Morong 2012)).

Tanto na medição estática como na medição dinâmica da postura as plataformas de forças e os mapas de pressão são considerados instrumentos de medição padrão na avaliação do centro de pressão (Rossi, Patanè et al. 2010).

Nos mapas de pressão a trajetória do *COP* é frequentemente representada por um *array* 2D formado pelas coordenadas instantâneas do *COP* durante todo o período de medição (Giacomozzi 2011), ou seja, a sua obtenção é efetuada a partir de (Chesnin, Selby-Silverstein et al. 2000):

$$X_{COP} = \frac{\sum_{i=1}^n P_i A_i X_i}{\sum_{i=1}^n P_i A_i}, \quad (2.4)$$

$$Y_{COP} = \frac{\sum_{i=1}^n P_i A_i Y_i}{\sum_{i=1}^n P_i A_i}, \quad (2.5)$$

sendo:

$X_{COP}$  – Posição instantânea do *COP* em  $x$ ;

$Y_{COP}$  – Posição instantânea do *COP* em  $y$ ;

$P_i$  – Pressão medida pelo sensor  $i$ ;

$A_i$  – Área do sensor  $i$ ;

$X_i$  – Coordenada  $x$  da posição do sensor  $i$ ;

$Y_i$  – Coordenada  $y$  da posição do sensor  $i$ ;

$n$  – Numero de sensores.

Já nas plataformas de forças (Figura 2.13) o cálculo do deslocamento do *COP* é obtido como (Mann, Kleinpaul et al. 2008):

$$CP_{AP} = \frac{(-My - h \times Fx)}{Fz}, \quad (2.6)$$

$$CP_{ML} = \frac{(Mx - h \times Fy)}{Fz}, \quad (2.7)$$

sendo:

$CP_{AP}$  – Deslocamento do *COP* na direção anterior-posterior;

$CP_{ML}$  – Deslocamento do *COP* na direção medial-lateral;

$My$  – Momento em torno do eixo medial-lateral;

$Mx$  – Momento em torno do eixo anterior-posterior;

$h$  – Distância da superfície de apoio até o centro geométrico da plataforma de força;

$Fx$  – Componente anterior-posterior da força de reação do solo;

$Fy$  – Componente medial-lateral da força de reação do solo.

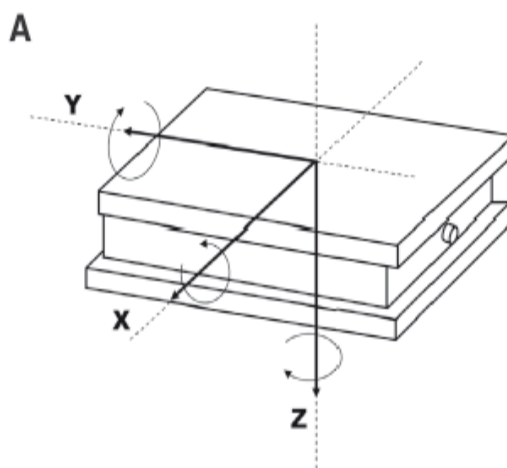


Figura 2.13 – Plataforma de forças e eixos de medida  
(retirado de (Duarte and Freitas 2010)).

Com os avanços da tecnologia, os sistemas de medição tornaram-se cada vez mais precisos, possibilitando uma análise mais detalhada do *COP* e a amplificação da sua gama de aplicações. Exemplo disso são os diversos estudos existentes, como os descritos em (Karlsson and Frykberg 2000; Doyle, Hsiao-Wecksler et al. 2007; Leite, Nonaka et al. 2008; Lin, Seol et al. 2008; Jamshidi, Rostami et al. 2010) que verificaram que o *COP*, mais precisamente os seus parâmetros trajetória e deslocamento, podem ser adotados como indicadores do equilíbrio e postura corporal, tornando-se assim ferramentas cruciais: a) no fornecimento de informação relativa ao equilíbrio postural de indivíduos normais ou com patologia (Roerdink, Haart et al. 2006; De Cock, Vanrenterghem et al. 2008; Jamshidi, Rostami et al. 2010; Maribo, Stengaard-Pedersen et al. 2011); b) na formulação de um índice capaz de avaliar a eficácia dos dispositivos de reabilitação, tais como as ortóteses (Scherer and Sobiesk 1994; Ramsay 2001; Jamshidi, Rostami et al. 2010); c) no estudo dinâmico da função e processo de rolamento do pé (De Cock, Vanrenterghem et al. 2008); d) no cálculo do grau de torção do eixo da articulação do pé; e) na avaliação do movimento (Jamshidi, Rostami et al. 2010).

Tal como já foi mencionado anteriormente, a elevada gama de aplicações dos parâmetros do *COP* na área da Saúde é fundamentada através de diversos estudos. Mizelle et al. em (Mizelle, Rodgers et al. 2006) efetuaram um estudo no qual foram analisados os parâmetros do *COP* durante a marcha, a uma velocidade pré-estabelecida, de pacientes que sofreram um Acidente Vascular Cerebral (AVC). O objetivo principal era a verificação da existência de uma relação preditiva entre os parâmetros e a velocidade da marcha hemiparética, de forma a obter informação acerca da relação existente entre a função e controlo do sistema neuromotor. Através do seu estudo, Mizelle et al. concluíram que os parâmetros do *COP* e de simetria entre membros forneciam uma previsão robusta acerca da velocidade da marcha hemiparética

de pacientes com AVC crónico e que, quando enquadrado no contexto do controlo neuromotor, o centro de pressão possuía a capacidade de fornecer informações acerca das propriedades de controlo subjacentes num sistema neuromuscular lesado, devido à ocorrência de AVC.

Por sua vez, Cock et al. em (De Cock, Vanrenterghem et al. 2008) efetuaram um estudo no qual foi descrita e interpretada a trajetória do centro de pressão durante a marcha descalça de um grupo de jovens adultos normais. Tal análise permitiu concluir não só que as características da trajetória do *COP* poderiam ser usadas como futuras referências para o estudo dinâmico da função e processo de rolamento do pé, como também possibilitou identificar os deslocamentos do *COP* na direção medial-lateral como possíveis determinantes na forma como a carga é exercida no pé, e a altura dos arcos plantares como fator influente do seu percurso.

Já em 2010, Jamshidi et al. em (Jamshidi, Rostami et al. 2010) investigaram as alterações existentes na trajetória do centro de pressão entre indivíduos normais e indivíduos neuropáticos com *steppage gait*, tendo verificado a existência de uma diferença acentuada no deslocamento da trajetória do *COP* na direção medial-lateral. Tal facto, permitiu concluir que a metodologia adotada era útil, não só na deteção e compreensão da estabilidade dos pacientes com *drop foot*, como também era essencial para a criação de melhores *designs* de calçado e dispositivos ortopédicos.

Igualmente em 2010, Haim et al. em (Haim, Rozen et al. 2010) manipularam a localização do centro de pressão de forma a analisar a influência do seu deslocamento na direção anterior-posterior na marcha padrão de homens saudáveis. O resultado deste estudo permitiu concluir que existe uma correlação direta entre o deslocamento sagital do *COP* e a magnitude de torção das articulações do membro inferior.

Sensivelmente um ano depois, Maribo et al. em (Maribo, Stengaard-Pedersen et al. 2011) analisaram a fiabilidade de determinados parâmetros do *COP* na avaliação do equilíbrio postural em pacientes com dores lombares. A velocidade e a trajetória do centro de pressão foram os dois parâmetros com maiores valores de fiabilidade, o que fez com que estes fossem aceites na avaliação do equilíbrio postural em pacientes com dores lombares.

A importância do estudo do centro de pressão na área da Saúde foi também reconhecida em (Goryachev, Debbi et al. 2011) quando, através da manipulação do *COP* de indivíduos com osteoartrite, Goryachev et al. verificaram que conseguiam influenciar os padrões de ativação muscular do membro inferior e consequentemente melhorar a marcha de tais indivíduos.



#### 2.2.4.6 Índice do arco plantar

O pé deve possuir a capacidade de se adaptar às diferentes superfícies de apoio com que estabelece contacto e adotar uma conformação que mantenha a sua integridade, impedindo-o que entre em colapso sob a ação acrescida do peso corporal (Abboud 2002). Essa conformação é conseguida graças à presença de arcos plantares que, face às suas características, absorvem e distribuem as forças do corpo (Drake, Mitchell et al. 2004) e suportam as articulações ósseas do pé (Pedra 2007) durante o apoio ou a movimentação sob diferentes superfícies.

Os arcos plantares classificam-se em arcos transversais e arcos longitudinais. Os arcos transversais, Figura 2.14, formam uma curva convexa na direção do dorso quando se olha para a superfície plantar do pé. Estas estruturas tendem a alterar a sua conformação, achatando-se segundo vários graus durante a sustentação do peso (Abboud 2002).



Figura 2.14 – Arco plantar transversal  
(adaptado de (Drake, Mitchell et al. 2004)).

Os arcos longitudinais são formados entre a terminação posterior do calcâneo e as cabeças dos metatarsos. Os seus comprimentos variam, sendo que o arco longitudinal do lado medial é maior do que o do lado lateral, Figura 2.15 (Drake, Mitchell et al. 2004). Segundo Razeghi et al. (2002), muitos dos estudos clínicos têm-se focado no arco longitudinal medial devido à sua variabilidade.

Os arcos longitudinais mediais elevados estão usualmente associados as lesões laterais ósseas do pé e tornozelo e dor no joelho, enquanto os arcos longitudinais mediais baixos encontram-se associados a lesões de tecidos moles, tais como tendinite patelar e plantar fascite (Xiong, Goonetilleke et al. 2010; Jonely, Brismée et al. 2011).

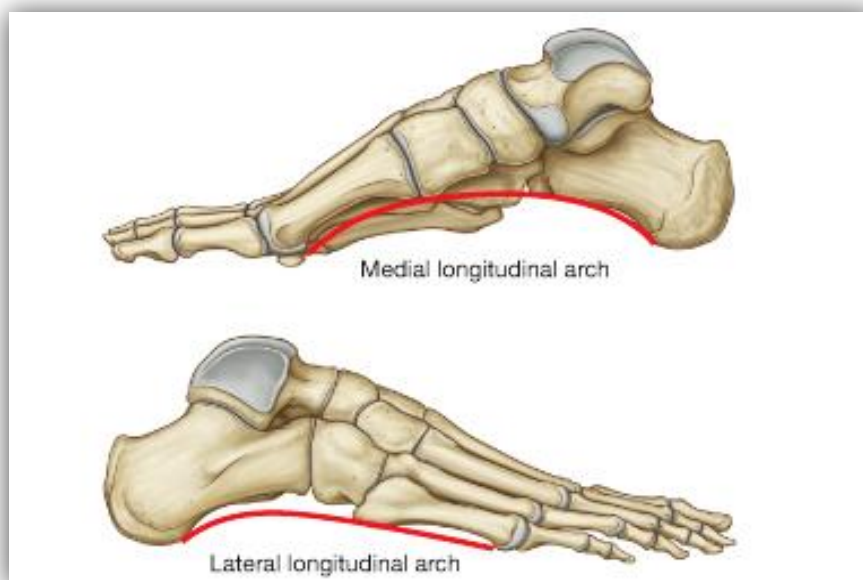


Figura 2.15 – Arcos plantares longitudinais  
(retirado de (Drake, Mitchell et al. 2004)).

Apesar das diferentes solicitações a que vão sendo submetidos, os arcos plantares conseguem se adaptar e manter a sua integridade. Tal facto é possível devido a quatro fatores principais: a arquitetura dos ossos tarsais; a orientação das articulações e dos ligamentos; as forças produzidas pelas contrações musculares; a estrutura dos ligamentos plantares. Modificações nestas estruturas podem levar ao aparecimento de deformidades plantares, Figura 2.16, tais como:

- Pé plano - também designado de pé chato é um tipo de deformidade plantar caracterizada pelo rebaixamento do arco longitudinal do pé, resultante da fásia plantar estar muito alongada e/ou a musculatura que a sustenta estar enfraquecida (Pezzan, Sacco et al. 2009). Neste tipo de deformidade os ossos do tarso perdem a conformação em arco e passam a formar uma linha reta, o que faz com que haja uma perda de funções ao nível amortecimento (Santos 2008);

- Pé cavo - é um tipo de deformidade na qual há um encurtamento do pé através de um aumento da curvatura do arco plantar. Esse aumento dá-se quando a fáscia e/ou a musculatura estão tensas e/ou encurtadas (Pezzan, Sacco et al. 2009). Por vezes, o aumento da curvatura é tão acentuado que a parte média da planta do pé é impedida de entrar em contacto com o solo (Santos 2008).



Figura 2.16 – Deformidades plantares: pé cavo e pé plano  
(retirado de (Monteiro 2008)).

Para determinar o tipo de deformidade existente têm vindo a ser utilizados diversos índices que permitem a medição do arco plantar.

O Índice do Arco Plantar, vulgarmente conhecido por *Arch Index (AI)*, é utilizado para quantificar a altura relativa do arco plantar (Jonely, Brismée et al. 2011). A sua análise permite, entre muitas outras, inferir conclusões acerca da função dinâmica do pé, orientar intervenções clínicas (Jonely, Brismée et al. 2011) e estabelecer comparações entre indivíduos através da normalização da altura do arco dorsal pelo comprimento do pé (Teyhen, Stoltenberg et al. 2009).

Por forma a efetuar o seu cálculo é necessário realizar previamente a divisão do pé em regiões (Figura 2.17 – regiões A, B e C). Para tal começa-se por delinear o eixo do pé, representado na Figura 2.17 pela linha I-K, de seguida determina-se o comprimento do pé (Figura 2.17 – linha L) sem incluir a região dos dedos, e por fim efetua-se uma divisão deste em três regiões proporcionais de modo a que a largura de cada região seja o comprimento do pé a dividir por três (Billis, Katsakiori et al. 2007; Filoni 2009; Aurichio, Rebelatto et al. 2011; Oliveira, Sousa et al. 2011b).

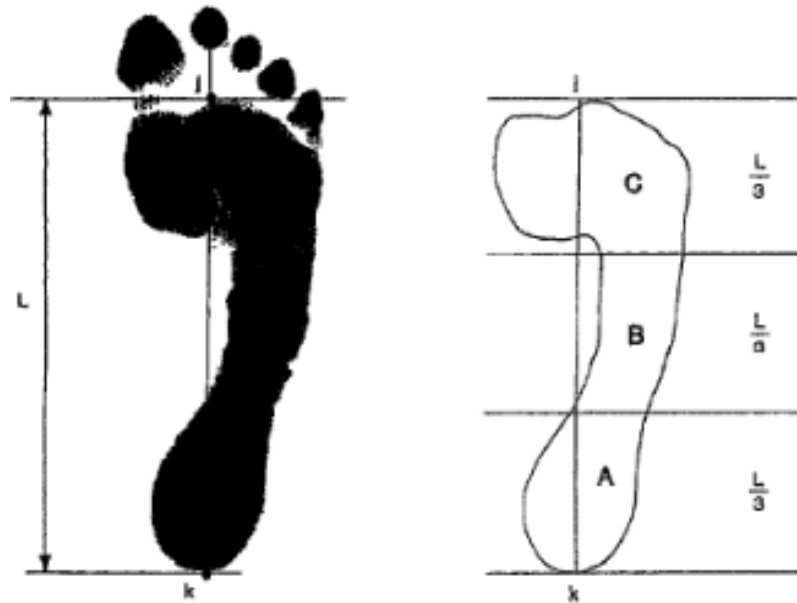


Figura 2.17 – Cálculo do índice do arco plantar  
(adaptado de (McCrory, Young et al. 1997))

Assim, após a divisão do pé em regiões, o *AI* é determinado considerando:

$$AI = \frac{\text{Área de contacto da região B}}{\text{Área de contacto da região (A+B+C)}} \quad (2.8)$$

De acordo com o valor do *AI* é possível classificar o tipo de arco plantar: valores menores ou iguais a 0.21 estão usualmente associados a arcos plantares elevados; valores entre 0.22 e 0.26 a arcos normais; e valores superiores a 0.26 a arcos plantares baixos (Filoni, Martins Filho et al. 2009; Aurichio, Rebelatto et al. 2011).

Embora as lesões por sobrecarga tenham origens diferentes, existem evidências de que arcos plantares com alturas extremas, baixas ou altas, constituem um fator de risco para a ocorrência de lesões do membro inferior (Teyhen, Stoltenberg et al. 2009; Faria, Gabriel et al. 2010). Cite-se por exemplo o estudo realizado em (Teyhen, Stoltenberg et al. 2009), no qual ao investigar a relação existente entre o pico de pressão e o índice do arco plantar durante a caminhada, foi observado que uma maior altura do arco plantar estava associada a uma maior pressão na região lateral do antepé o que poderia desencadear a ocorrência de lesões nessa região.

### 2.2.4.7 Índice do arco plantar modificado

O Índice do Arco Plantar Modificado, em inglês *Modified Arch Index (MAI)*, é similar ao índice do arco plantar (Oliveira, Sousa et al. 2011b). Na sua determinação o pé é dividido no mesmo número de regiões contudo, em vez de se calcular a razão entre as respetivas áreas de contacto é computada a razão entre a soma das pressões apresentadas nas três regiões (Chu, Lee et al. 1995; Nakhaee, Rahimi et al. 2008; Oliveira, Sousa et al. 2011b):

$$MAI = \frac{\sum_{i \in B} P_i}{\sum_{i \in A \cup B \cup C} P_i} \quad (2.9)$$

sendo

$P_i$  – a pressão apresentada pelo *píxel*  $i$  da imagem do pé;

$A$ ,  $B$  e  $C$  – as respetivas regiões do pé, após a sua divisão em três.

De acordo com Razeghi et al. (2002), o índice do arco plantar modificado possui uma alta repetibilidade e uma subjetividade reduzida na determinação da área o que faz com que este possua superioridade em relação ao índice do arco plantar. Ainda assim, Chu et al. (1995) e Shiang et al. (1998) ao verificarem que os valores do coeficiente de correlação eram superiores entre o *MAI* e a altura do arco plantar, quando comparados com o *AI*, concluíram que o índice do arco plantar modificado classifica melhor o tipo de arco plantar.

Na análise da pressão plantar, mais precisamente na determinação dos parâmetros plantares, é comumente realizado uma divisão prévia do pé em regiões anatómicas específicas de forma a obter informações mais precisas acerca dessas estruturas.

### 2.2.5 Divisão do pé em regiões anatómicas específicas

Clinicamente torna-se mais relevante analisar a distribuição da pressão plantar em zonas específicas do pé do que analisar a pressão existente em toda a sua superfície plantar. A divisão do pé em regiões anatómicas faz com que a análise da pressão plantar seja mais específica e possibilite a obtenção de conclusões mais precisas referentes às estruturas anatómicas envolvidas. Porém, uma divisão do pé excessiva pode levar à perda de informação relativa à função global do pé. Desta forma, as subdivisões efetuadas devem ser suficientemente pequenas para evitar confusão com a função de uma região vizinha e suficientemente grandes para incluir toda a informação útil acerca dessa região.

Ainda assim, ao realizar as divisões deve ser tida em conta não só a anatomia, posição das articulações e função do pé, como também o objetivo do estudo em questão (Stebbins, Harrington et al. 2005; Castro 2010; Ellis, Stoecklein et al. 2011).

Segundo Castro em (Castro 2010), são usualmente adotados três métodos para dividir o pé em regiões: método baseado nos critérios geométricos pré-definidos; método baseado na inspeção visual; e método baseado na utilização de sistemas de cinemetria.

#### **2.2.5.1 Método baseado em critérios geométricos pré-definidos**

Este método, quando utilizado em medições obtidas a partir da plataforma de pressões, efetua uma rotação e translação da *footprint* obtida até que esta se ajuste a uma espécie de molde. A divisão do pé em regiões vai ser executada de acordo com os critérios geométricos previamente estabelecidos, ou seja, de acordo com os valores percentuais referentes ao comprimento e largura da superfície plantar (Stebbins, Harrington et al. 2005; Castro 2010). Contudo, este método perde precisão em padrões alterados de marcha (Castro 2010) e na presença de deformidades plantares (Stebbins, Harrington et al. 2005; Castro 2010).

#### **2.2.5.2 Método baseado na inspeção visual**

Tal como o próprio nome indica, a divisão do pé em regiões é efetuada tendo por base a inspeção visual da *footprint* (Stebbins, Harrington et al. 2005; Castro 2010). A precisão deste método está assim dependente da resolução espacial do sistema de medição e experiência do clínico. O facto de não ser um método automático faz com que a sua aplicação seja lenta e subjetiva (Castro 2010).

#### **2.2.5.3 Método baseado na utilização de sistemas de cinemetria**

Consiste na utilização de sistemas de cinemetria para auxiliar a divisão do pé em regiões. Neste método são colocados marcadores em regiões específicas do pé de maneira a que a sua localização seja projetada verticalmente na imagem de pressão e se efetue a respetiva divisão do pé em regiões anatómicas.

A implementação deste método torna-se complexa na medida em que requer uma perfeita integração e sincronismo entre os sistemas de medição e vídeo. Adicionalmente apresenta algumas limitações relativas à palpação e marcação dos pontos anatómicos.

Segundo Castro (2010), independentemente do tipo de método utilizado, ainda não existe concordância no número de divisões ideal a realizar, sendo que este varia usualmente entre as 2 e as 11 divisões, Figura 2.18.

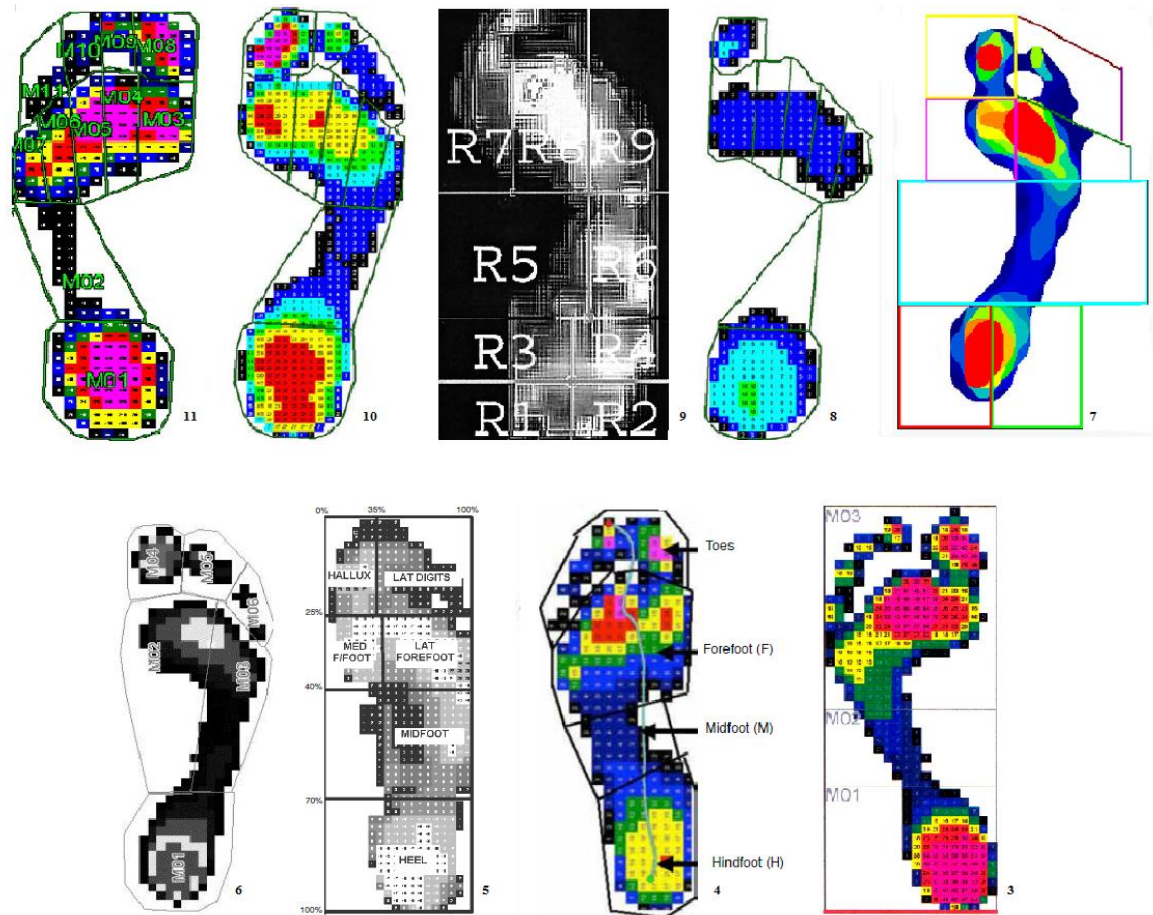


Figura 2.18 – Exemplos de diferentes propostas para a divisão do pé em regiões

(adaptado de (MacWilliams, Cowley et al. 2003; Praet and Louwerens 2003; Crosbie, Burns et al. 2008; Bus, van Deursen et al. 2009; Redmond, Landorf et al. 2009; Yalçin, Esen et al. 2010; Ellis, Stoecklein et al. 2011; Cousins, Morrison et al. 2012)).

Exemplos de estudos que efetuaram, de acordo com o objetivo em questão, a divisão do pé em regiões são:

- 11 regiões - Bus et al. (2005);
- 10 regiões - Gurney et al. (2008), Putti et al. (2008), Höhne et al. (2009), Keijsers et al. (2009), Savelberg et al. (2009) e Melai et al. (2011);
- 9 regiões - Praet et al. (2003) e Hessert et al. (2005);
- 8 regiões - Burnfield et al. (2004);
- 7 regiões - Cousins et al. (2012);
- 6 regiões - MacWilliams et al. (2003), Tuna et al. (2004) e Bus et al. (2009);
- 5 regiões - Ramanathan et al. (2008) e Redmond et al. (2009);
- 4 regiões - Yalçin et al. (2010);
- 3 regiões - Burns et al. (2005);
- 2 regiões - Mueller et al. (2005).

## **2.3 Resumo**

A análise da pressão plantar tem vindo a adquirir um papel crucial na área médica. De acordo com os diversos estudos realizados em torno desta temática, a compreensão da forma como se encontra distribuída a pressão ao longo da superfície plantar permite adquirir um conjunto de informações específicas acerca da estrutura e função do pé humano. Quando devidamente analisada, essa informação possibilita não só a deteção e o estudo de diversas patologias e deformidades plantares, como também facilita a criação e desenvolvimento de novas formas de prevenção e tratamento. Tal facto torna a análise da distribuição da pressão plantar uma ferramenta essencial para o estudo clínico do pé humano e, consequentemente, uma mais-valia para a melhoria da qualidade de vida do Homem.

De modo a registar a pressão exercida na superfície plantar, para uma análise posterior dos clínicos e investigadores, foram criadas diferentes técnicas de medição. Estas, de acordo com o seu modo de funcionamento, podem ser classificadas em acumulativas, óticas e eletromecânicas.

Face à precisão e viabilidade dos resultados obtidos, algumas destas técnicas deram origem a sistemas específicos de medição, nomeadamente as palmilhas e as plataformas de pressões. Apesar das diferenças existentes, ambos os sistemas reúnem um conjunto peculiar de



características que os intitulou como sendo os sistemas cuja aplicabilidade é maior no mercado atual.

Na escolha do sistema de medição deve-se ter em conta as suas características e quais os parâmetros plantares que permitem obter, de modo a que este se adeque ao objetivo do estudo em questão. O pico de pressão, a curva do pico de pressão, o integral de pressão-tempo, a área de contato, o centro de pressão, o índice do arco plantar e o índice do arco plantar modificado são exemplos de parâmetros utilizados na análise da pressão plantar.

Na sua determinação é comumente realizada uma divisão prévia do pé em regiões anatómicas específicas, uma vez que a determinação dos parâmetros face uma dada região permite a obtenção de conclusões mais precisas acerca das estruturas anatómicas envolventes. Para realizar a divisão do pé em regiões estão disponíveis três métodos: método baseado nos critérios geométricos pré-definidos; método baseado na inspeção visual; e método baseado na utilização de sistemas de cinemetria. Independentemente do tipo de método utilizado, ainda não existe concordância no número de divisões ideal a efetuar, sendo que este pode variar desde 2 a 11 divisões

---

# **CAPÍTULO III - ALINHAMENTO COMPUTACIONAL DE IMAGENS PEDOBAROGRÁFICAS**

- 3.1 Introdução
- 3.2 Métodos de alinhamento
  - 3.2.1 Métodos de alinhamento baseado nas características
  - 3.2.2 Métodos de alinhamento baseados na intensidade
- 3.3 Metodologias computacionais de alinhamento de imagens pedobarográficas
  - 3.3.1 Método baseado em contornos
  - 3.3.2 Método baseado na maximização da correlação cruzada
  - 3.3.3 Método baseado num modelo híbrido
- 3.4 Resumo

### 3.1 Introdução

A distribuição da pressão plantar, tal como foi demonstrado no capítulo anterior, fornece informação específica acerca da anatomia e funcionalidade do pé. Quando devidamente analisada, essa informação possibilita não só a deteção e o estudo de diversas patologias e deformidades plantares, como também facilita o desenvolvimento e análise de novas formas de prevenção e tratamento.

De modo a auxiliar a extração de informação relevante das imagens pedobarográficas, para a posterior análise e avaliação por parte dos clínicos e investigadores, bem como retirar o máximo potencial dos dados recolhidos, têm sido desenvolvidas diferentes técnicas computacionais de análise de imagem, nomeadamente técnicas de alinhamento de imagens.

Para estudar duas ou mais imagens médicas de um ou mais pacientes, cuja aquisição tenha sido efetuada sob diferentes condições – instantes distintos, posições e orientações posturais diferentes, equipamentos de aquisição diversos – é essencial que subsista uma concordância na posição, orientação e escala espacial entre as mesmas, para que seja possível estabelecer facilmente uma comparação e retirar as respetivas conclusões (Brown 1992; Jacob 2008; Venâncio 2008). Essa concordância é conseguida recorrendo às referidas técnicas de alinhamento computacional de imagens.

O alinhamento de imagem (*image registration*) consiste na determinação e aplicação de uma transformação de modo a que a imagem alvo, imagem que se pretende alinhar, ou as entidades representadas nesta, passem a estar ajustadas às estruturas homólogas representadas numa segunda imagem, designada usualmente por imagem modelo (Jacob 2008; Pataky, Goulermas et al. 2008; Venâncio 2008; Oliveira and Tavares 2010; Oliveira and Tavares 2011a), Figura 3.1.

Após alinhada, a imagem alvo apresenta uma nova configuração similar à imagem modelo (Ashburner and Friston 2007). Desta forma o sistema de referência passa a ser comum, o que facilita a extração e interpretação da respetiva informação (Jacob, Tavares et al. 2009).

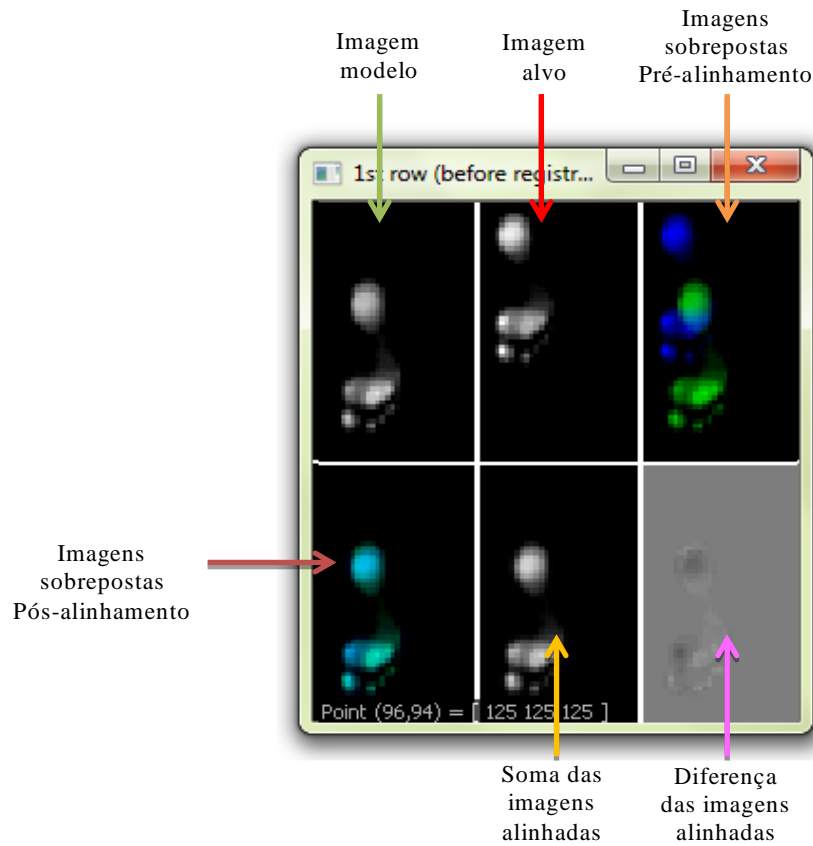


Figura 3.1 – Alinhamento de duas imagens de pedobarografia estática.

Numa perspectiva matemática, dadas duas imagens a serem alinhadas, o algoritmo de alinhamento estima os parâmetros do modelo de transformação  $\tau$  que melhor mapeiam a imagem alvo na imagem modelo. Desta forma, o modelo de transformação mapeia um ponto, isto é, um *pixel*  $X' = (x'_1, x'_2)$  da imagem alvo  $I'$ , num ponto  $X = (x_1, x_2)$  na imagem modelo  $I$ , sendo que  $X = \tau(X')$ . Ou seja, se um *pixel*  $p$  da imagem modelo  $I$  corresponder a um *pixel*  $p'$  da imagem alvo  $I'$ , então um alinhamento eficiente deve resultar numa  $\tau(p')$  muito próxima de  $p$  (Venâncio 2008).

Nos últimos anos a publicação de trabalhos relacionados com o alinhamento de imagem tem aumentado de forma notável, especialmente na área da médica. Cite-se, por exemplo, os seguintes estudos: (Maurer and Fitzpatrick 1993), (Maintz and Viergever 1998), (Hill, Batchelor et al. 2001), (Zhuang, Gu et al. 2005), (Oliveira and Tavares 2012). Esse crescimento deve-se essencialmente ao papel vital que o alinhamento de imagens médicas tem adquirido: a) no auxílio do diagnóstico – integração/fusão de imagens de diferentes modalidades, tais como, Tomografia Computorizada (CT) / Tomografia por Emissão de Positrões (PET), Ressonância Magnética (RM) /CT (Figura 3.2) e Ressonância Magnética funcional (*f*-RM) / RM (Venâncio 2008; Oliveira and Tavares 2010; Oliveira and Tavares

2011b); b) no seguimento (*follow-up*) de patologias – monitorização de alterações do tamanho, forma e constituição dos tecidos/órgãos afetados (Venâncio 2008; Oliveira and Tavares 2010; Oliveira and Tavares 2011b); c) no auxílio das cirurgias assistidas por computador – relacionamento de imagens de pré-operatório com os planos da cirurgia, a realidade física do paciente, as estruturas anatómicas e a posição dos instrumentos cirúrgicos (Livyatan and Yaniv 2003; King, Rhode et al. 2010); d) no reconhecimento automático de estruturas (Oliveira and Tavares 2011b); e) no auxílio e otimização de procedimentos radioterapêuticos (Foskey, Davis et al. 2005; Oliveira and Tavares 2011b); f) na construção de atlas (bases de casos devidamente estudados) (Venâncio 2008; Gooya, Biros et al. 2011); g) no auxílio de análises estatísticas (Oliveira and Tavares 2010).

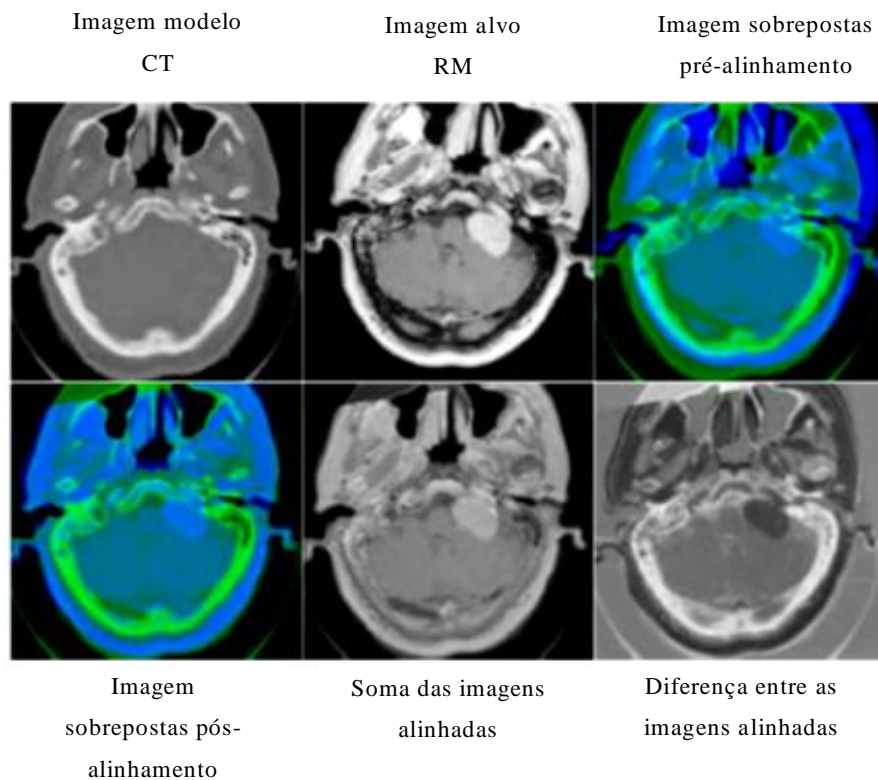


Figura 3.2 – Exemplo de um alinhamento de imagens de diferentes modalidades (CT/RM)

(adaptado de (Oliveira and Tavares 2011a) ).

Na área da pedobarografia, um alinhamento computacional adequado possibilita de forma mais precisa, simplificada, automática e não subjetiva, a realização de diferentes tarefas, tais como: a) a análise da distribuição da pressão plantar; b) a comparação de imagens de um dado caso clínico com imagens de casos previamente estudados; c) a segmentação e identificação de regiões plantares; d) a classificação do tipo de pé; e) a comparação de imagens de um mesmo indivíduo adquiridas em períodos distintos do tempo, como por exemplo: antes e após

a ocorrência de uma lesão ou a realização de uma cirurgia (Oliveira and Tavares 2010; Oliveira, Sousa et al. 2011a; Oliveira and Tavares 2011c).

Adicionalmente, através do alinhamento computacional, as imagens pedobarográficas podem ser analisadas e comparadas estatisticamente *píxel a píxel*. Tal facto, possibilita a extração de informações biomecânicas mais precisas e relevantes do que aquelas que são possíveis de obter recorrendo a métodos tradicionais, onde análise é usualmente efetuada região a região (Oliveira and Tavares 2011d).

Os métodos computacionais utilizados para o alinhamento de imagens estão dependentes da aplicação e objetivo do estudo em questão e devem-se adaptar, entre outras coisas, às características, nível de ruído e deformação geométrica das imagens em análise (Venâncio 2008). Tal facto impulsionou o desenvolvimento de uma vasta gama de métodos de alinhamento. Em Oliveira et al. (2012) estão revistos alguns dos métodos encontrados na literatura.

Na presente Dissertação foi efetuado um estudo, apresentado de seguida, sobre duas famílias mais comuns dos métodos de alinhamento, de forma a facilitar a posterior compreensão das metodologias computacionais utilizadas na parte prática no respetivo alinhamento de imagens pedobarográficas.

## **3.2 Métodos de alinhamento**

De uma forma geral, os métodos de alinhamento podem ser divididos em dois grandes grupos: métodos de alinhamento baseados em características ou baseados em intensidade (Kaneko, Satoh et al. 2003; Sabuncu 2006; Venâncio 2008).

### **3.2.1 Baseado em características**

Os métodos de alinhamento baseados em características são usualmente utilizados no alinhamento inicial de duas imagens cujo tipo de desalinhamento é desconhecido (Venâncio 2008). Estes métodos, tal como a designação indica, tem como etapa base a extração de características das imagens em análise e posterior emparelhamento (Venâncio 2008). Define-se características como sendo pontos salientes e distintivos da própria imagem que representam informação de mais alto nível (Venâncio 2008).

Tais características podem assumir diversas formas, nomeadamente: esqueletos, conjunto de pontos, contornos, vértices, entre outras (Venâncio 2008; Boda 2009; Jacob, Tavares et al. 2009; Wyawahare, Patil et al. 2009; Oliveira and Tavares 2011b).

Em Visão Computacional a etapa de deteção e extração de características é usualmente designada por segmentação e o tipo de técnica utilizada varia fortemente de acordo com as características que se pretendem obter (Oliveira 2009). Estudos e revisões sobre segmentação de imagem podem ser consultados, por exemplo em: Zhang (2001); Zhang e Lu (2004), Monteiro (2007); Gonzalez e Woods (2008); e Ma et al. (2009).

Após a extração das características das imagens a alinhar, o passo seguinte é o seu emparelhamento. Nesta etapa, é efetuado o estabelecimento de correspondências entre as características extraídas da imagem alvo com as extraídas da imagem modelo (Wyawahare, Patil et al. 2009; Patzer 2011), de forma a possibilitar a determinação da transformação existente entre as imagens (Venâncio 2008; Jacob, Tavares et al. 2009). De seguida, com base nas correspondências e no tipo de transformação pretendida, estima-se os parâmetros da função de transformação que melhor minimiza a “distância” entre as características emparelhadas (Oliveira and Tavares 2011b), ou seja, estima-se os parâmetros da função de mapeamento que melhor sobrepõe a imagem alvo na imagem modelo (Venâncio 2008).

A escolha da função de transformação deve ser feita tendo em conta as deformações geométricas existentes na imagem alvo, o método de aquisição utilizado e a precisão de alinhamento requerida (Venâncio 2008).

Existem vários domínios nos quais as transformações geométricas podem ser classificadas, Figura 3.3, nomeadamente:

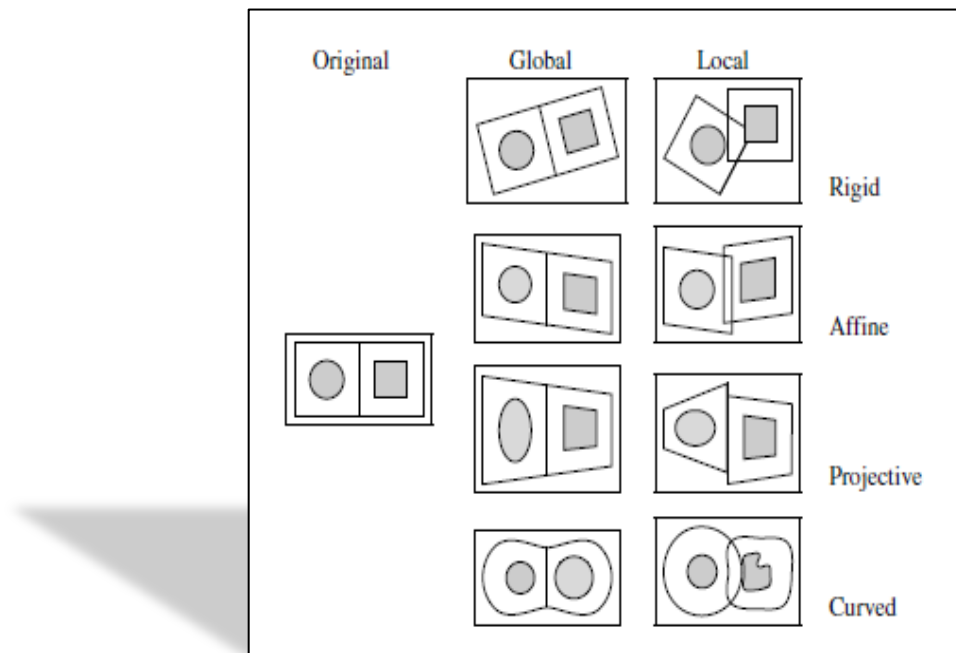


Figura 3.3 – Exemplos de transformações utilizadas no alinhamento de imagens

(retirado de (Maintz and Viergever 1998)).

- Globais – se as transformações forem definidas por uma única equação responsável por mapear toda a imagem alvo (Brown 1992; Jacob 2008). Neste caso, uma mudança induzida em qualquer parâmetro vai influenciar a transformação da imagem alvo na sua totalidade (Jacob 2008);
- Locais – Se as transformações apenas afetarem uma pequena parte da imagem alvo, sendo que cada parte pode sofrer a sua própria transformação (Jacob 2008).

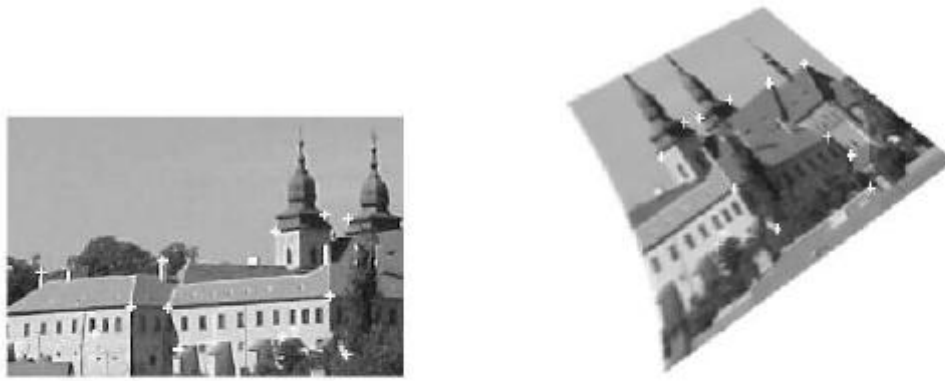
As transformações geométricas podem ser também classificadas de acordo com a sua natureza (Maintz and Viergever 1998; Wyawahare, Patil et al. 2009):

- Rígida – quando a transformação apenas inclui translações e rotações (Maintz and Viergever 1998; Ashburner and Friston 2007), preservando assim a forma relativa e o tamanho das estruturas representadas na imagem a transformar (Brown 1992);



- Afim – quando a transformação mapeia linhas paralelas em linhas paralelas (Maintz and Viergever 1998; Ashburner and Friston 2007);
- Projetiva – quando a transformação mapeia linhas em linhas (Maintz and Viergever 1998; Jacob 2008);
- Curva – quando a transformação mapeia linhas em curvas (Maintz and Viergever 1998; Jacob 2008).

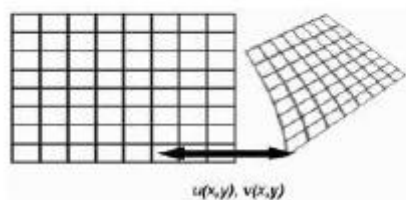
Posteriormente, de acordo com os parâmetros da transformação estimados no passo anterior, a imagem de alvo sofre a transformação determinada (Venâncio 2008).



Deteção de características



Emparelhamentos das características – os pares correspondentes estão assinalados com números



Estimação dos parâmetros da função de transformação



Aplicação da função de transformação e interpolação

Figura 3.4 – Exemplo ilustrativo de um alinhamento baseado em características  
(adaptado de (Venâncio 2008)).

Grande parte das dificuldades deste método de alinhamento reside nas fases de extração e emparelhamento das características (Venâncio 2008). Uma correta definição das características torna-se, por vezes, um processo extremamente complexo pois nem sempre é possível obter características adequadas ao alinhamento que se pretende realizar (Boda 2009; Jacob, Tavares et al. 2009) e muitas das vezes existem situações em que não é possível garantir a existência de características suficientes em todas as zonas de interesse a alinhar (Venâncio 2008).

Na etapa de emparelhamento de características, o aparecimento de problemas associados ao ruído e à oclusão pode levar a que características facilmente detetadas numa imagem não tenham correspondência na outra ou que tenham um emparelhamento incorreto (Venâncio 2008).

### **3.2.2 Baseado em intensidade**

Os métodos computacionais de alinhamento de imagens baseados em intensidade determinam os parâmetros da função de transformação recorrendo à otimização de uma medida de similaridade calculada diretamente através do valor das intensidades dos *píxeis* das imagens a alinhar (Hill, Batchelor et al. 2001; Xie 2004; Jacob 2008; Venâncio 2008; Boda 2009).

Desta forma, o processo de alinhamento consiste em definir uma medida de similaridade que traduza a hipótese de existir uma ligação entre as intensidades das imagens a alinhar e de seguida utilizar uma estratégia de otimização de maneira a encontrar a transformação que melhor mapeie essa medida (Xie 2004; Jacob 2008; Jacob, Tavares et al. 2009). Por exemplo, no caso dos métodos iterativos, os algoritmos de otimização empregues vão aplicando sucessivamente um conjunto de transformações geométricas ao mesmo tempo que calculam a similaridade entre a imagem modelo e a imagem alvo. Estes algoritmos percorrem assim um caminho que otimiza a medida de similaridade e terminam quando um determinado critério de paragem definido previamente é satisfeito (Oliveira and Tavares 2011b).

Reduzida variância de intensidade, a presença de ruído, a ocorrência de variações nas condições de iluminação ou o uso de diferentes sensores de imagem são fatores que limitam e eficácia destes métodos de alinhamento (Venâncio 2008). Além disso, a qualidade pode ser significativamente afetada pela medida de similaridade e o algoritmo de otimização usados (Oliveira and Tavares 2011b).

De forma a garantir que o algoritmo de otimização usado não convirja para uma solução local é necessário que as imagens não estejam inicialmente muito desalinhadas; ou torna-se necessário realizar um pré-alinhamento utilizando, por exemplo, um método baseado em características (Oliveira and Tavares 2011b).

### 3.2.2.1 Medidas de similaridade

Diferentes medidas para quantificar a similaridade entre imagens têm sido propostas com base na comparação das intensidades dos *píxeis* correspondentes. A escolha da medida de similaridade a usar no processo de alinhamento depende fortemente da natureza das imagens a alinhar (Boda 2009).

Seguidamente são descritas algumas das medidas mais utilizadas no alinhamento de imagem.

#### a. *Soma do quadrado das diferenças*

A soma do quadrado das diferenças (*SSD*) tem sido largamente utilizada no alinhamento de imagem (Oliveira 2009). Perante imagens que apenas difiram entre si devido à presença de ruído Gaussiano, a *SSD* tem sido reportada como uma medida de semelhança apropriada a utilizar (Hill, Batchelor et al. 2001; Orchard 2005). Esta medida de similaridade é determinada considerando:

$$SSD = \sum_{i=1}^N (f_i - g_i)^2, \quad (3.1)$$

sendo:

$f_i$  – intensidade do *píxel*  $i$  da imagem modelo;

$g_i$  – a intensidade do *píxel*  $i$  correspondente na imagem alvo;

$N$  – número total de *píxeis* no domínio considerado.

Quanto menor for o valor da *SSD* maior é a semelhança entre as imagens, sendo zero o valor ideal (Ulysses and Conci 2010). Quanto menor for o valor do *MSE*, melhor é a semelhança entre as imagens, isto é, melhor é o alinhamento obtido (Oliveira and Tavares 2011c).

Na presença de *píxeis* cuja diferença de intensidades entre as imagens correspondentes é muito elevada, a medida da soma dos quadrados das diferenças torna-se muito sensível (Hill, Batchelor et al. 2001; Ulysses and Conci 2010).

De modo a reduzir esse efeito, em vez de ser utilizada a *SSD* pode ser calculada a soma das diferenças absolutas (*SAD*) (Hill, Batchelor et al. 2001; Oliveira 2009):

$$SAD = \sum_{i=1}^N (f_i - g_i). \quad (3.2)$$

#### b. *Correlação cruzada*

O coeficiente de correlação cruzada (*CC*) traduz a relação de dependência linear da intensidade dos *píxeis* correspondentes (Oliveira 2009):

$$CC = \frac{\sum_{i=1}^N (f_i - \bar{f})(g_i - \bar{g})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (f_i - \bar{f})^2} \times \sqrt{\sum_{i=1}^N (g_i - \bar{g})^2}}, \quad (3.3)$$

sendo:

$\bar{f}$  – média das intensidades da imagem modelo;

$\bar{g}$  – média das intensidades da imagem alvo.

De acordo com o valor do coeficiente *CC* é possível verificar qual o grau de semelhança entre duas imagens. Assim, quando o coeficiente de correlação é igual a 1 (um), as duas imagens são idênticas; quando é igual a 0 (zero), não existe qualquer tipo de semelhança; e quando o valor é -1 (um negativo), significa que existe uma correlação linear forte mas negativa (Yen and Johnston 1996; Borsdorf, Raupach et al. 2008).

O coeficiente de correlação cruzada apresenta como principais desvantagens: o facto de possuir um comportamento indesejável perante imagens que contenham demasiadas estruturas de reduzidas dimensões ou detalhes finos; e as dificuldades que apresenta perante imagens com fortes disparidades espaciais de gradiente (Yen and Johnston 1996). Ainda assim, quando predisposto a variações de intensidade induzidas pela presença de ruído, utilização de diferentes sensores ou devido à ocorrência de variações nas condições de iluminação, o coeficiente de correlação apresenta uma elevada sensibilidade (Zitová and Flusser 2003).

Apesar das limitações mencionadas anteriormente o coeficiente de correlação é de fácil implementação, o que o torna útil em diversas aplicações de alinhamento de imagem (Zitová and Flusser 2003).

### c. *Informação mútua*

A informação mútua (*MI*) é uma medida de similaridade que traduz a qualidade com que uma imagem pode explicar outra, atingindo o seu máximo quando as imagens possuem uma semelhança ótima (Rogelj and Kovacic 2000; Hill, Batchelor et al. 2001; Oliveira 2009). A sua utilização é recorrente no alinhamento de imagens multimodais (Rogelj and Kovacic 2000; Boda 2009; Gill 2009).

A informação mútua entre duas variáveis  $X$  e  $Y$  é dada por (Rogelj and Kovacic 2000; Hill, Batchelor et al. 2001; Firle, Wesarg et al. 2004; Venâncio 2008):

$$IM(X, Y) = H(Y) - H(Y \setminus X) = H(X) + H(Y) - H(X, Y), \quad (3.4)$$

onde:

$H(X) = - \sum p(X) \log p(X)$  – representa a entropia da variável aleatória;

$p(X)$  – é a distribuição de probabilidade de  $X$ .

De acordo com Pluim et al. em (Pluim, Maintz et al. 2003), o termo da equação  $H(X, Y)$  indica que a maximização da informação mútua esta relacionada com a minimização da entropia conjunta.

Por norma,  $X$  e  $Y$  representam a região de interesse, sendo que esta não é fixa. Tal facto, faz com que as entropias de  $H(X)$  e  $H(Y)$  não possuam um valor constante ao longo do alinhamento (Oliveira 2009).

Uma vez que a dimensão da região de interesse influencia o valor da informação mútua, foi proposta em (1999) por Studholme a medida de informação mútua normalizada (*NMI*):

$$NMI(X, Y) = \frac{H(X) + H(Y)}{H(X, Y)}, \quad (3.5)$$

que é menos sensível à variação das dimensões das regiões consideradas (Pluim, Maintz et al. 2003; Oliveira 2009).

### 3.3 Metodologias de alinhamento de imagens pedobarográficas

Tal como foi mencionado anteriormente, as técnicas de processamento e análise de imagem têm vindo a ser utilizadas de forma recorrente no estudo de imagens pedobarográficas. Tendo por base o alinhamento das imagens de pressão plantar, têm sido desenvolvidas e aplicadas metodologias computacionais automáticas para análise estatística, comparação *pixel a pixel* de imagens, segmentação do pé em regiões e classificação do mesmo.

Dois dos primeiros estudos na área do emparelhamento e alinhamento de imagens de pressão plantar foram realizados por Tavares et al. (2000) e por Harrison et al. (2000), respetivamente. No primeiro caso, o emparelhamento foi determinado usando elementos finitos e análise modal, no segundo caso o alinhamento foi efetuado tendo por base o alinhamento dos eixos principais das imagens.

Desde então muitos outros trabalhos têm sido apresentados para o emparelhamento e alinhamento de imagens de pressão plantar, nomeadamente, trabalhos baseados: na correspondência modal (Bastos and Tavares 2004; Pinho and Tavares 2004; Tavares and Bastos 2010); na otimização baseada em algoritmos genéricos (Pataky, Goulermas et al. 2008); em algoritmos de otimização e transformações geométricas lineares (Pataky and Goulermas 2008); no tamanho do pé e o ângulo de progressão (Keijsers, Stolwijk et al. 2009); na correspondência dos contornos externos dos pés (Oliveira, Tavares et al. 2009); na maximização da correlação cruzada ou minimização da soma dos quadrados das diferenças das pressões registadas nas imagens a alinhar (Oliveira, Pataky et al. 2010); em modelos híbridos, usando alinhamentos baseados em características, que são posteriormente melhorados por otimização de uma medida de semelhança (Oliveira and Tavares 2011c).

Uma vez que na realização do presente trabalho foi utilizada, através do algoritmo proposto em (Oliveira and Tavares 2011c), a metodologia de alinhamento baseada num modelo híbrido, é de seguida efetuado uma descrição relativa ao seu modo de funcionamento. Além disso, tendo em conta que esta metodologia possui um alinhamento inicial que pode ser baseado no alinhamento dos contornos ou na maximização da correlação cruzada, estas são igualmente descritas.

### 3.3.1 Metodologia baseada em contornos

A metodologia baseada em contornos é uma metodologia inserida no grupo de alinhamento de imagens baseadas na extração e correspondência das estruturas representadas nas imagens a alinhar. Esta metodologia engloba os seguintes passos, Figura 3.5: 1) extração dos contornos externos do pé presentes nas imagens a alinhar; 2) criação de uma matriz de afinidade entre os contornos, que descreve a semelhança entre os pontos dos contornos da imagem modelo e da imagem alvo, tendo por base as suas características geométricas, curvatura e distância; 3) estabelecimento de correspondências entre os pontos dos contornos; 4) determinação da transformação geométrica que melhor alinha os contornos, ou seja, aquela que minimiza a distância entre pontos correspondentes; 5) implementação da transformação geométrica de forma a alinhar as duas imagens.

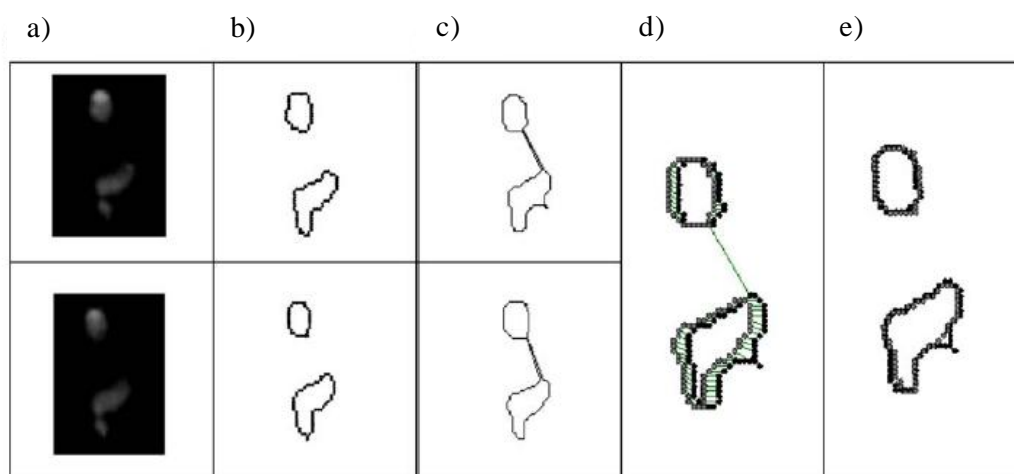


Figura 3.5 – Exemplo da aplicação da metodologia baseada em contornos: a) imagens originais; b) subcontornos (sem ligação entre pontos); c) contornos virtuais globais; d) contornos na posição original; e) alinhamento dos contornos

(retirado de (Oliveira, Tavares et al. 2009)).

### 3.3.2 Metodologia baseada na maximização da correlação cruzada

A metodologia baseada na maximização da correlação cruzada tem por base o alinhamento das intensidades dos *píxeis* das imagens a alinhar. O seu objetivo consiste em determinar a transformação geométrica que otimiza a similaridade das intensidades dos *píxeis* correspondentes.



Na determinação da transformação geométrica as imagens são convertidas para o domínio das frequências através da Transformada Rápida de Fourier e do teorema da Convolução. Com base nas propriedades da transformada e no teorema, é então determinada de forma direta a transformada geométrica que maximiza a correlação cruzada.

### **3.3.3 Metodologia baseada num modelo híbrido**

Nos métodos de alinhamento baseados num modelo híbrido, as metodologias baseadas no emparelhamento de características e na otimização das intensidades são combinadas (Araujo 2010). Por norma, este tipo de metodologia tem como primeiro passo a realização de um alinhamento grosseiro que é subsequentemente aperfeiçoado através da otimização de uma medida de similaridade selecionada.

No modelo usado em (Oliveira and Tavares 2011c) o alinhamento inicial pode ser baseado no alinhamento dos contornos ou na maximização da correlação cruzada e um algoritmo de otimização multidimensional pode ser aplicado a uma das seguintes medidas de similaridade: erro médio quadrático ou informação mútua.

## **3.4 Resumo**

Após a descoberta da importância da análise da pressão plantar na área da médica, foram desenvolvidas diferentes técnicas computacionais de análise e alinhamento de imagem com o intuito de facilitar a extração de informação relevante e obter o máximo potencial dos dados obtidos. Um alinhamento computacional adequado permite que tarefas como a comparação de imagens de pressão plantar de um dado caso clínico com imagens de casos previamente estudados, a segmentação e identificação de regiões plantares, e a classificação do tipo de pé, sejam realizadas de uma forma mais precisa, simplificada, automática e não subjetiva.

Ao longo dos tempos os métodos computacionais de alinhamento têm sido confrontados com diferentes objetivos e aplicações que impulsionaram o seu desenvolvimento.

De um modo geral, a vasta gama de métodos de alinhamento existentes pode ser dividida em dois grandes grupos: métodos baseados em características ou em intensidade.

Os métodos de alinhamento baseados em características têm como etapa base a extração de características e posterior emparelhamento. Estes métodos apresentam como principais dificuldades a correta definição das características e o seu emparelhamento perante situações de ruído e oclusão.

Por sua vez, os métodos de alinhamento baseados em intensidade determinam os parâmetros da função de transformação recorrendo à otimização de uma medida de similaridade, calculada diretamente a partir do valor das intensidades dos *píxeis* das imagens a alinhar. Como fatores limitantes da eficácia destes métodos, podem ser referidos: a presença de imagens com reduzida variância de intensidade; a existência de ruído; a ocorrência de variações nas condições de iluminação; ou o uso de diferentes sensores de imagem. Além disso, a medida de similaridade e o algoritmo de otimização adotados podem inferir alterações que comprometam igualmente a qualidade dos alinhamentos obtidos.

A soma do quadrado das diferenças, o erro médio quadrático, o coeficiente da correlação cruzada e a informação mútua, são exemplos de medidas utilizadas para quantificar a similaridade entre duas imagens a alinhar. A escolha da medida a usar depende fortemente da natureza das imagens a alinhar.

Tendo por base as duas grandes divisões definidas para os métodos de alinhamento computacionais, têm sido propostas diversas metodologias para o alinhamento de imagens pedobarográficas, sendo que os primeiros estudos desenvolvidos em torno desta temática foram realizados por Tavares et al. (2000) e Harrison et al.. (2000).

A metodologia de alinhamento baseado num modelo híbrido proposta em (Oliveira and Tavares 2011) é uma metodologia de alinhamento de imagens pedobarográficas que efetua inicialmente um alinhamento grosseiro, que é de seguida aperfeiçoado através da otimização de uma medida de similaridade selecionada. O alinhamento inicial pode ser efetuado recorrendo ao alinhamento baseado no emparelhamento de contornos ou através da maximização da correlação cruzada.

---

## **CAPITULO IV – MATERIAIS E MÉTODOS**

- 4.1 Introdução
- 4.2 Apoio dinâmico
- 4.3 Apoio estático
- 4.4 Resumo

## **4.1 Introdução**

No presente capítulo encontram-se definidas, com base nos objetivos estabelecidos na Dissertação em questão, todas as etapas consideradas na concretização da atividade prática. De modo a clarificar a forma como estas foram executadas, achou-se crucial estruturar o capítulo em duas partes distintas: materiais e métodos utilizados no apoio dinâmico e materiais e métodos utilizados no apoio estático.

Para cada uma das partes começou-se por definir a amostra em estudo, os instrumentos e os protocolos a utilizar para a respetiva aquisição das imagens. De seguida, foram descritas as metodologias usadas para: a construção de uma imagem representativa dos sucessivos apoios; a obtenção dos valores dos parâmetros plantares em análise; o alinhamento das imagens a analisar; e a criação das imagens médias alinhadas.

A concretização da atividade experimental foi realizada no Laboratório CEMAH – Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana, da Escola Superior de Tecnologia e Saúde do Porto.

## 4.2 Apoio dinâmico

### 4.2.1 Etapas

Na Figura 4.1, encontram-se identificadas as etapas executadas na atividade prática referente ao apoio dinâmico. A numeração utilizada indica a ordem de execução das etapas e as caixas contornadas a linha intermitente indicam as opções que foram passíveis de serem utilizadas.

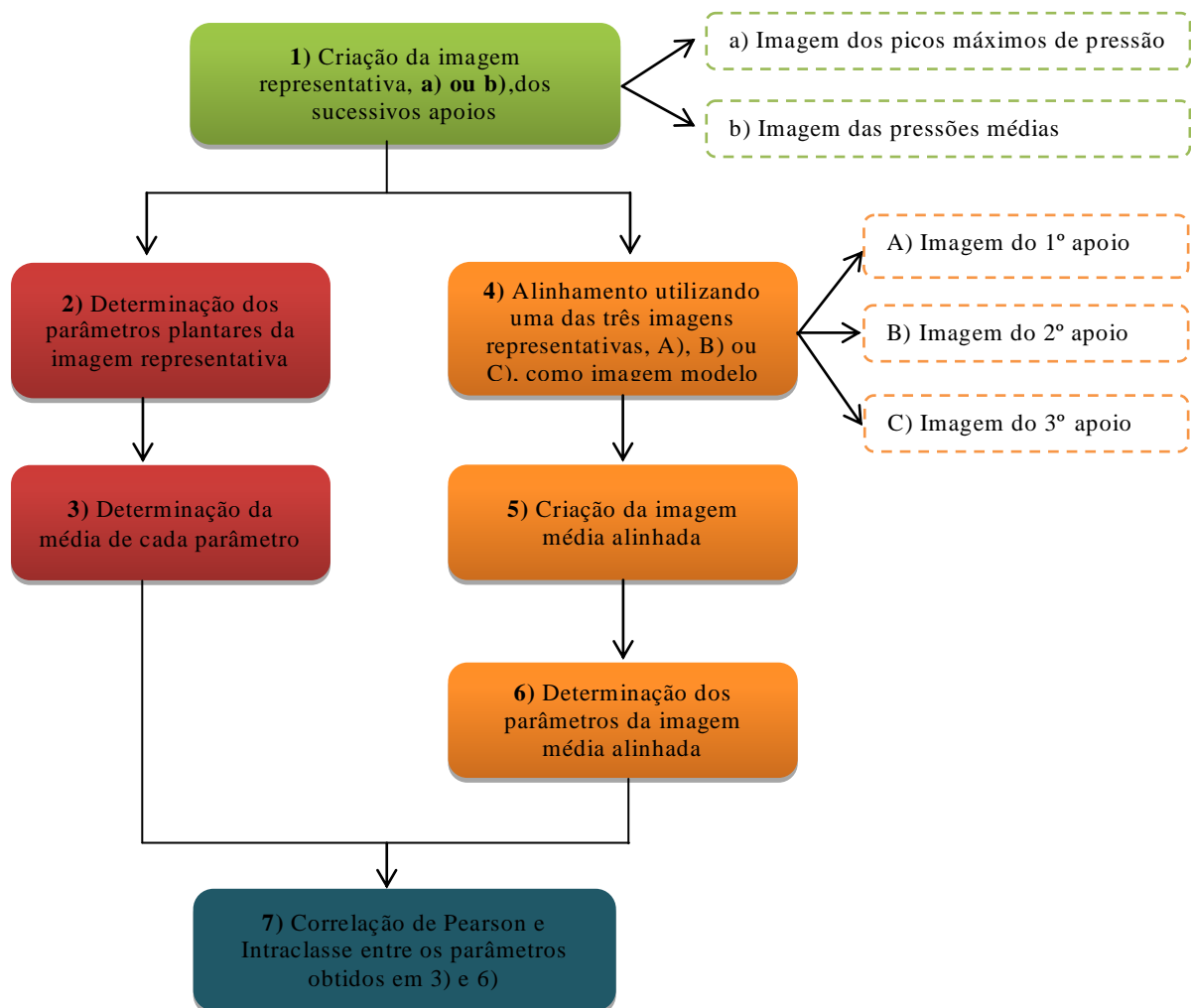


Figura 4.1 – Etapas executadas na realização da atividade prática referente ao apoio dinâmico.

Deve-se salientar que todas as etapas mencionadas anteriormente foram repetidas para cada indivíduo e para ambos os pés.

#### 4.2.2 Definição da amostra

Com o intuito de adequar a amostra aos objetivos estabelecidos inicialmente, foram determinados os seguintes critérios de exclusão: (1) história de lesões osteoarticulares ou músculo tendinosas recentes no membro inferior; (2) presença de sinais de disfunção neurológica que possam afetar o desempenho motor dos membros inferiores; (3) história de cirurgia ou prótese nos membros inferiores; (4) presença de deformidades, congénitas ou adquiridas, nos membros inferiores; (5) presença de calos ou úlceras na superfície plantar; (6) presença de fatores que possam de alguma forma comprometer a marcha do paciente. Os indivíduos que preenchem um ou mais dos referidos critérios foram automaticamente excluídos.

A amostra selecionada para a recolha de dados de pedobarografia dinâmica foi assim constituída por 23 indivíduos saudáveis, dos quais 7 são homens, com idades compreendidas entre os 18 e os 19 anos, altura entre 1.66 e 1.86 m (média =  $1.74 \pm 0.07$  m) e peso entre os 58.5 e os 75 kg (média =  $68.57 \pm 5.96$  kg); e 16 são mulheres com idades compreendidas entre os 18 e os 27 anos, altura entre 1.57 e 1.74 m (média =  $1.65 \pm 0.05$  m) e peso entre os 52 e os 74 kg (média =  $59.84 \pm 6.15$ kg).

#### 4.2.3 Questões éticas

Todos os participantes no estudo foram submetidos a uma sessão de familiarização que consistiu numa explicação prévia do objetivo, justificativa e procedimentos experimentais a efetuar na atividade prática em questão. Desta forma, todos os sujeitos envolvidos participaram voluntariamente e deram o seu consentimento informado relativamente ao estudo em causa.

#### 4.2.4 Instrumentos

O registo da pressão plantar dinâmica foi obtido através de uma plataforma de pressões Emed®, Figura 4.2, modelo AT, da empresa Novel (Alemanha), com as seguintes características:

- Dimensões (mm): 610×323×18;
- Área de sensorial (mm): 389×226;
- Número de sensores: 1760;

- Resolução (nº de sensores/cm<sup>2</sup>): 2;
- Frequência (Hz): 25;
- Gama de pressões (kPa): 10-1.270;
- Precisão (%ZAS):  $\pm 7$ .



Figura 4.2 – Plataforma de pressões da Emed® utilizada.

Para além da plataforma, foi necessário utilizar um computador com o *software* específico da Emed® para a respetiva aquisição e armazenamento dos dados.

#### 4.2.5 Procedimento experimental

Antes de se iniciar a recolha dos dados, foi pedido aos indivíduos que caminhassem livremente sobre o sistema de medição até que se sentissem confortáveis perante as condições experimentais.

Para dar início à recolha, começou-se por instruir o indivíduo a descalçar-se e a caminhar ao longo da passadeira, colocando apenas um pé sob a plataforma de pressões, Figura 4.3.



Figura 4.3 – Exemplo de uma aquisição dinâmica  
(retirada de (Novel.de 2012)).

Uma vez que a velocidade influencia a distribuição da pressão plantar (Burnfield, Few et al. 2004; Chung and Wang 2011), foi pedido aos indivíduos que adotassem a sua velocidade normal de marcha. Ainda assim, para que estes não se concentrassem na plataforma de pressões e alterassem consequentemente os seus padrões normais de marcha, foi pedido que olhassem em frente enquanto caminhavam.

Cada medição é uma sequência temporal de imagens representativas da distribuição da pressão plantar durante o apoio; contudo, para assegurar representações fiáveis do padrão da distribuição uma única medição não é suficiente. Segundo diversos estudos devem ser efetuadas entre três a cinco medições (Hughes, Pratt et al. 1991; Gurney, Kersting et al. 2008).

Assim, para cada indivíduo foram registadas seis medições, das quais três são para o pé direito e três são para o pé esquerdo.

Uma vez que a duração do apoio sobre a plataforma, durante o caminhar, foi sempre inferior a 1 segundo, originaram-se em cada medição sequências de 16 a 25 imagens.

#### 4.2.6 Metodologias

Para a realização da atividade prática foi necessário recorrer a um conjunto de metodologias de forma a cumprir os objetivos previamente estabelecidos indicados na Figura 4.4.

<b>OBJETIVOS</b>	Efetuar um estudo acerca dos parâmetros cuja utilização é mais frequente na análise da pressão plantar, salientando o contributo de cada parâmetro nos diferentes estudos pedobarográficos até então realizados e as conclusões passíveis de serem obtidas através da sua análise e interpretação;
	Comparar a média dos valores de parâmetros plantares extraídos de um conjunto de apoios executados por um dado indivíduo com os valores dos parâmetros obtidos a partir de uma imagem média representativa dos apoios desse indivíduo, construída usando técnicas de alinhamento;
	Verificar se a escolha da imagem que serve de modelo ao alinhamento influencia o valor dos parâmetros plantares;
	Verificar se existem diferenças nos resultados quando são utilizadas diferentes imagens representativas dos apoios executados.

Figura 4.4 – Objetivos definidos para este projeto.



#### 4.2.6.1 Construção da imagem representativa do apoio completo obtido em cada medição

No registo de pressão plantar, em que os dados são adquiridos com o indivíduo em andamento, uma só *frame* não revela a distribuição da pressão executada ao nível do pé, pelo que é necessário construir uma imagem representativa da pressão plantar executada durante todo o contacto do pé com o solo. Grande parte dos estudos pedobarográficos são frequentemente realizados a partir da imagem dos picos máximos de pressão (*Peak pressure image*), uma vez que esta é vulgarmente utilizada na representação do apoio dinâmico (De Cock, Vanrenterghem et al. 2008; Pataky and Goulermas 2008; Kärki, Lekkala et al. 2009; Pataky, Keijsers et al. 2009; Akins, Keenan et al. 2012).

A imagem dos picos máximos de pressão, Figura 4.5, é definida como sendo uma imagem do pé cujos valores representados em cada *píxel* correspondem à pressão máxima registada por o respetivo sensor durante toda a medição.

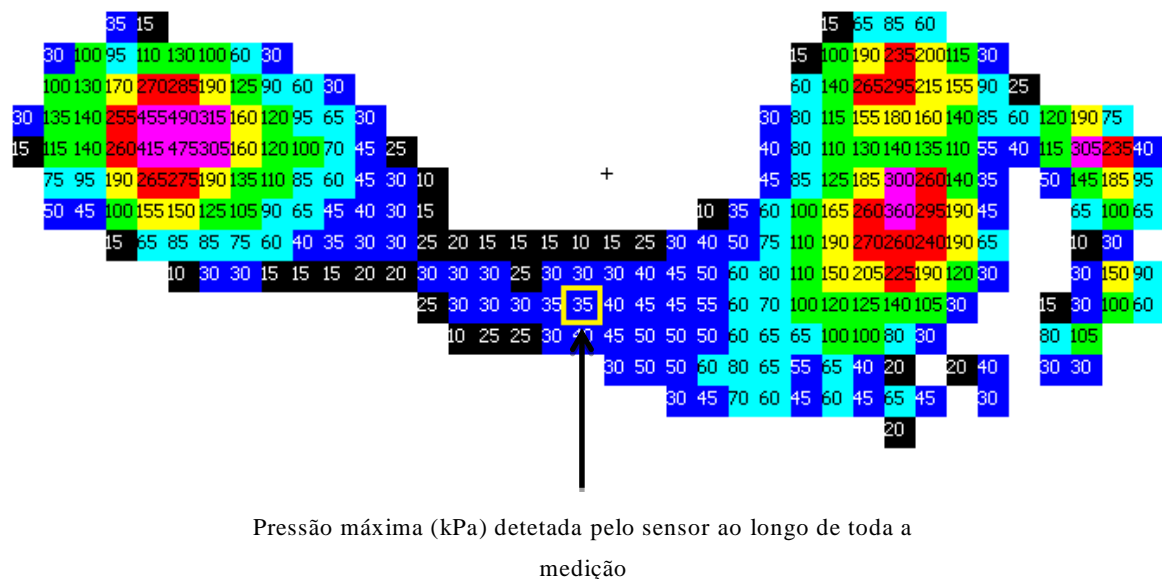


Figura 4.5 – Exemplo ilustrativo de uma imagem dos picos máximos de pressão.

Assim, para a realização da atividade prática, foram criadas para cada apoio executado por cada indivíduo a imagem dos picos máximos de pressão.

Tendo em conta que não foram encontrados estudos referentes á viabilidade da utilização da imagem das pressões médias como imagem representativa do apoio completo, considerou-se pertinente utilizar esta imagem e comparar os seus resultados com os resultados obtidos com a utilização da imagem dos picos máximos de pressão.

A imagem das pressões médias é uma imagem cujos valores representados em cada *píxel* correspondem à média dos valores de pressão diferentes de zero, registados pelo respetivo sensor.

O facto do cálculo da média ser somente efetuado nos *píxeis* cujo valor é diferente de zero, teve como objetivo garantir que as pressões representadas na imagem não apresentassem valores de pressão muito baixos. Ou seja, se a imagem das pressões médias fosse criada a partir da média simples, na qual os valores de cada *píxel* correspondem à média de todos os valores de pressão registado pelo respetivo sensor, esta iria possuir valores de pressão muito baixos pois durante o apoio grande parte dos *píxeis* apenas se encontram ativos por um curto período de tempo.

Uma vez que a viabilidade do algoritmo de computação para a extração dos parâmetros plantares foi testada somente para imagens dos picos máximos de pressão, considerou-se adequado optar por a média efetuada a partir dos valores diferentes de zero, pois nesta situação as pressões representadas nas imagens serão maiores e mais próximas dos valores da imagem dos picos máximo de pressão.

#### **4.2.6.2 Extração dos parâmetros plantares**

Perante o estudo apresentado na secção 2.2.4, relativo aos parâmetros plantares cuja análise clínica possui maior interesse, foram escolhidos para análise quatro parâmetros plantares.

Tendo em conta os objetivos definidos, o contributo de cada parâmetro nos diferentes estudos pedobarográficos até então realizados, as conclusões que foram possíveis de obter através da sua análise e interpretação, e a possibilidade de serem calculados de forma automática com os programas a utilizar, foram selecionados os seguintes parâmetros plantares: centro de pressão, pico de pressão, índice do arco plantar e índice do arco plantar modificado.

Para que fosse possível obter os valores destes parâmetros, a partir das imagens de pedobarografia estática e dinâmica previamente adquiridas, foi utilizado um algoritmo proposto em (Oliveira, Sousa et al. 2011b) que, após efetuar uma classificação automática do pé, calcula os valores dos parâmetros plantares em estudo.

Deve-se salientar que a precisão do algoritmo usado, bem como a sua robustez face a diferentes tipos e tamanhos de pé, orientações do pé arbitrárias e dispositivos de aquisição distintos, foram testados e confirmados em (Oliveira, Sousa et al. 2011b) para um conjunto de 122 imagens de pressão plantar adquiridas através de dois dispositivos de medição usualmente utilizados: *Footscan system* (RScan, Belgium) e o *EMED system* (Novel GmbH, Germany). No entanto, as imagens testadas foram relativas somente a imagens dos picos máximos de pressão do apoio dinâmico e do apoio estático.

a. *Classificação automática do pé*

O primeiro objetivo do algoritmo em questão é classificar cada imagem alvo como correspondente ao pé direito ou ao pé esquerdo. Para tal são utilizadas duas imagens modelo, respetivas a cada pé, que servem de referência ao alinhamento e normalização da imagem em análise.

Nesta primeira fase o algoritmo utilizado obedece a um conjunto sequencial de etapas, nomeadamente:

- 1) O algoritmo começa com uma procura na imagem alvo do retângulo mínimo que contem a região do pé. De acordo com a região identificada o algoritmo realiza, se necessário, uma pré-normalização da posição e dimensão do pé. Esta etapa tem como objetivo colocar o pé aproximadamente no centro de uma nova imagem e dar-lhe uma dimensão próxima das imagens modelo. Tal facto faz com que a dimensão da região do pé na imagem deixe de estar condicionada por fatores como a dimensão do pé e a resolução do equipamento de aquisição;
- 2) A imagem obtida na etapa anterior é alinhada com as imagens modelo do pé direito e esquerdo. Estes dois alinhamentos são realizados com base na maximização da correlação cruzada entre as intensidades dos *píxeis* (Oliveira, Pataky et al. 2010), permitindo transformações de semelhança, isto é, translações, rotações e escalamentos uniformes;
- 3) Seguidamente, as pressões plantares representadas nas duas imagens alinhadas são normalizadas de forma a obter o mesmo valor médio. Deste modo, elimina-se a influência do peso dos indivíduos no valor da medida de similaridade a determinar na próxima etapa;

- 4) Por fim, é calculada a soma das diferenças absolutas (*SDA*) entre as intensidades de cada imagem alinhada/normalizada e a respetiva imagem modelo. A soma com menor valor indica o tipo de pé, ou seja, se a *SDA* obtida a partir da imagem alinhada com a imagem modelo esquerda, for menor do que o valor obtido com a imagem modelo direita, considera-se que a imagem original é de um pé esquerdo; caso contrário, considera-se o pé como direito.

Após a classificação do pé em direito ou esquerdo, o algoritmo inicia a segunda fase que consiste na determinação dos parâmetros plantares. Nesta fase, embora seja utilizada a imagem alinhada e classificada, é considerada a intensidade dos *píxeis* da imagem alvo. Tal facto faz com que a imagem possua uma localização, orientação e tamanho similares à imagem modelo associada, mas mantenha a sua integridade ao nível dos valores de pressão plantar.

#### b. *Determinação dos parâmetros plantares*

Face aos parâmetros que se pretendem determinar, a imagem anteriormente classificada é submetida a um conjunto de processos de forma a tornar-se adequada à respetiva medição.

##### Determinação do índice do arco plantar e do índice do arco plantar modificado

Tal como foi analisado nas secções 2.2.4.6 e 2.2.4.7, o cálculo dos parâmetros *AI* e *MAI* exige uma remoção prévia da área correspondente aos dedos na *footprint*, seguida de uma divisão do pé em três regiões específicas (Figura 4.6 – regiões A, B e C).

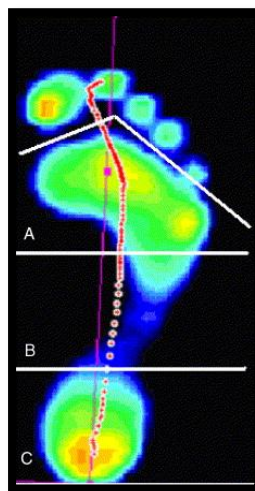


Figura 4.6 – Divisão da *footprint* em regiões para o cálculo do *AI* e *MAI*  
(adaptado de (De Cock, Willems et al. 2006)).

Assim, de acordo com a informação presente numa máscara binária previamente construída partir da imagem modelo associada (Figura 4.7), o algoritmo usado começa por efetuar a remoção “grosseira” dos *píxeis* correspondentes aos dedos na *footprint*.

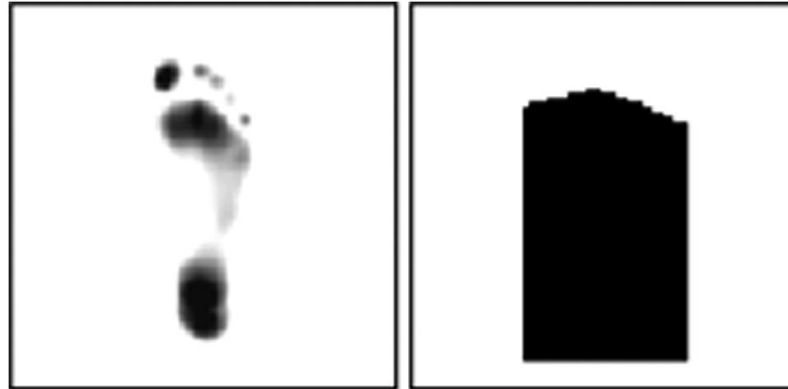


Figura 4.7 – Imagem modelo (à esquerda) e a respetiva máscara binária para a remoção dos dedos (à direita) (retirado de (Oliveira, Sousa et al. 2011b)).

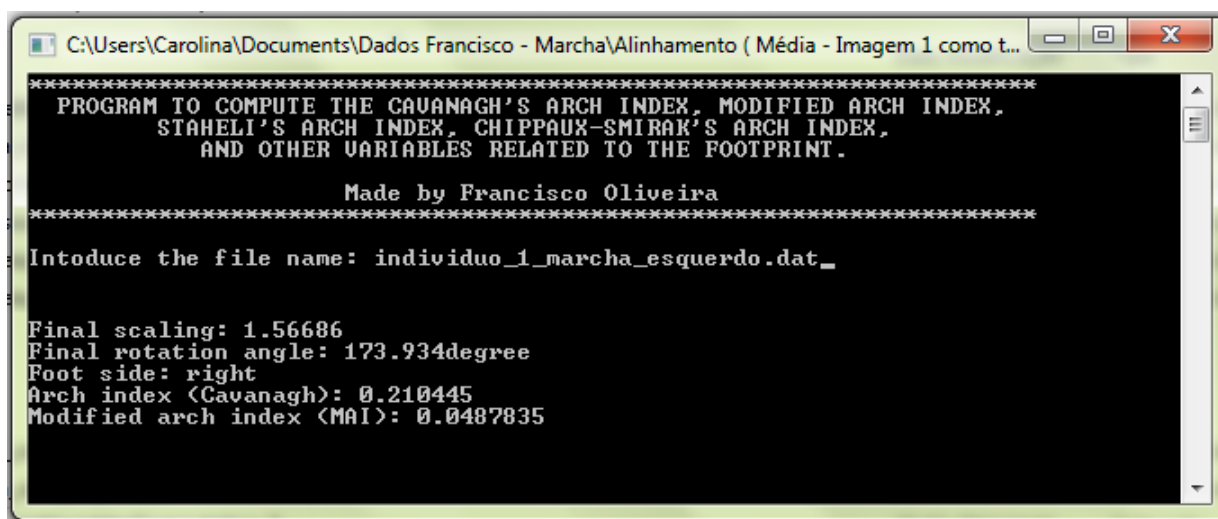
Visto que a máscara não possibilita a remoção dos *píxeis* localizados nos limites do antepé, torna-se necessário efetuar de seguida uma remoção mais precisa. Neste segundo passo, a remoção é efetuada através da comparação da intensidade de cada *pixel* com a intensidade da respetiva vizinhança.

Após a remoção dos dedos é então determinado o comprimento do pé, procedendo-se de seguida à sua divisão em 3 regiões, Figura 4.8.



Figura 4.8 – Exemplo da segmentação do pé em regiões: imagem normalizada (à esquerda), região do pé sem dedos (ao centro) e imagem segmentada (à direita) (adaptado de (Oliveira, Sousa et al. 2011b)).

Por fim, de acordo com as Equações (2.8) e (2.9), é respectivamente determinado o *AI* e o *MAI*, Figura 4.9.



```

C:\Users\Carolina\Documents\Dados Francisco - Marcha\Alinhamento ( Média - Imagem 1 como t...
*****
PROGRAM TO COMPUTE THE CAVANAGH'S ARCH INDEX, MODIFIED ARCH INDEX,
STAHELI'S ARCH INDEX, CHIPPAUX-SMIRAK'S ARCH INDEX,
AND OTHER VARIABLES RELATED TO THE FOOTPRINT.

*****
Made by Francisco Oliveira
*****
Introduce the file name: individuo_1_marcha_esquerdo.dat_

Final scaling: 1.56686
Final rotation angle: 173.934degree
Foot side: right
Arch index <Cavanagh>: 0.210445
Modified arch index <MAI>: 0.0487835

```

Figura 4.9 – Exemplo ilustrativo da determinação dos parâmetros *AI* e *MAI* através do algoritmo utilizado.

#### Determinação do centro de pressão e do pico máximo de pressão em relação ao eixo e limite inferior do pé

Na determinação da localização do *COP* e do pico máximo de pressão é considerada a imagem completa, pois o seu cálculo é feito a partir de toda a *footprint*.

Uma vez que se pretende calcular a localização do *COP* e do pico máximo de pressão em relação ao referencial definido pelo eixo e pelo limite posterior do pé, o algoritmo começa por efetuar a sua determinação.

O eixo do pé (Figura 4.10 – linha a vermelho) é o primeiro a ser determinado de acordo com a metodologia descrita por Chu et al. em (Chu, Lee et al. 1995), de seguida é procurado o limite posterior da *footprint*. Assim que se obtém o limite posterior é definido o eixo que passa por esse limite e é simultaneamente perpendicular ao eixo do pé (Figura 4.10 – linha a verde).

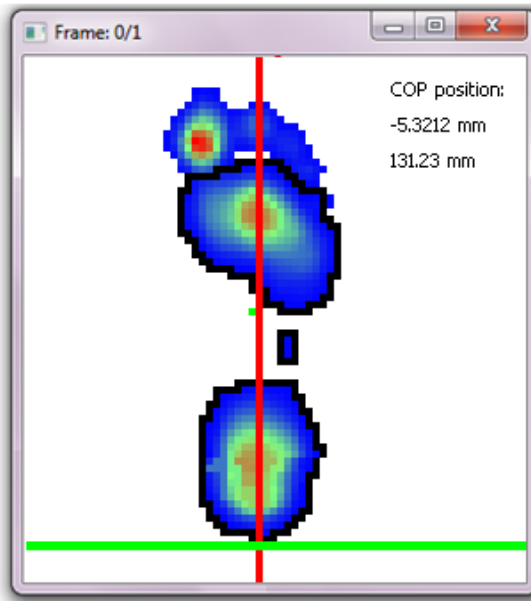


Figura 4.10 – Exemplo ilustrativo dos eixos de referência: eixo do pé representado a vermelho e o eixo longitudinal do pé a verde.

Posteriormente é localizado o pico máximo de pressão e é calculada a posição do *COP*. A localização do *pixel* de máxima pressão é trivial, basta fazer uma procura *pixel a pixel*, e a posição do *COP* é determinada de acordo com as Equações (2.4) e (2.5).

De seguida é calculada, para ambos os parâmetros, a distância das suas posições aos respetivos eixos, Figura 4.11.

```

C:\Users\Carolina\Documents\Dados Francisco - Marcha\Alinhamento ( Média - Imagem 1 como t...
*****
PROGRAM TO COMPUTE THE CAVANAGH'S ARCH INDEX, MODIFIED ARCH INDEX,
STAHEL'S ARCH INDEX, CHIPPAUX-SMIRAK'S ARCH INDEX,
AND OTHER VARIABLES RELATED TO THE FOOTPRINT.
*****
Made by Francisco Oliveira
*****
Introduce the file name: individuo1_direito_marcha_medio.txt

Real location of:
COP relatively to foot axis: -3.84593 mm
COP relatively to foot limit: 144.371 mm
Maximum pressure pixel relatively to foot axis: -8.89584 mm
Maximum pressure pixel relatively to posterior foot limit: 42.9991 mm

```

Figura 4.11 – Exemplo ilustrativo da determinação dos parâmetros *COP* e pico máximo de pressão através do algoritmo utilizado.

O sinal do valor dos parâmetros plantares relativamente ao eixo do pé varia consoante as suas posições face ao eixo, isto é, se o *COP* ou pico máximo de pressão se localizarem no lado medial\interior do pé o sinal é negativo, se por outro lado se localizarem no lado lateral\exterior o sinal é positivo, Figura 4.12. Tal facto reforça a necessidade do algoritmo reconhecer previamente a que pé a imagem pertence.

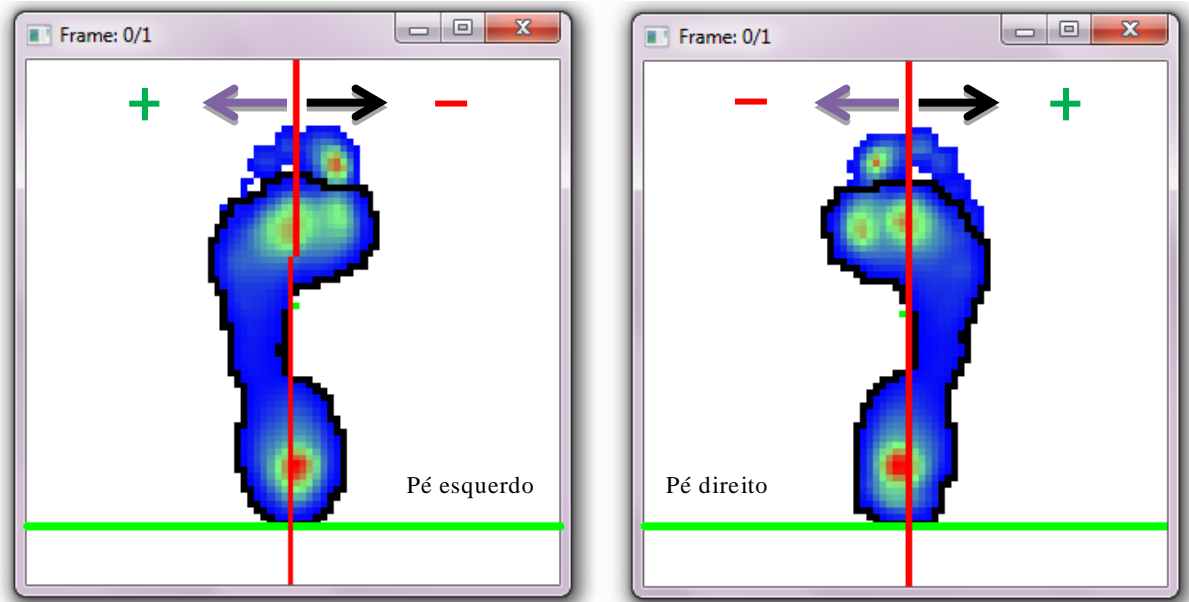


Figura 4.12 – Sinal do valor do *COP* e do pico máximo de pressão face ao eixo do pé.

#### 4.2.6.3 Alinhamento das imagens

O alinhamento das imagens foi efetuado através da utilização do algoritmo proposto em (Oliveira and Tavares 2011c) que recorre à metodologia baseada num modelo híbrido para efetuar o alinhamento.

O alinhamento inicial baseou-se na maximização da correlação cruzada e a otimização foi efetuada através da minimização do erro médio quadrático. Ainda assim, como as imagens são do mesmo pé a transformação geométrica utilizada foi uma transformação rígida.



Tendo em conta que um dos objetivos consiste em verificar se a escolha da imagem que serve de referência ao alinhamento influencia o valor dos parâmetros plantares, foi realizado o alinhamento utilizando sequencialmente uma das três imagens representativas de cada apoio como imagem modelo. Assim, começou-se por escolher a imagem representativa, imagem dos picos máximos de pressão ou imagem das pressões médias, do primeiro apoio como imagem modelo e alinhou-se sucessivamente as duas outras imagens por esta imagem, Figura 4.13.

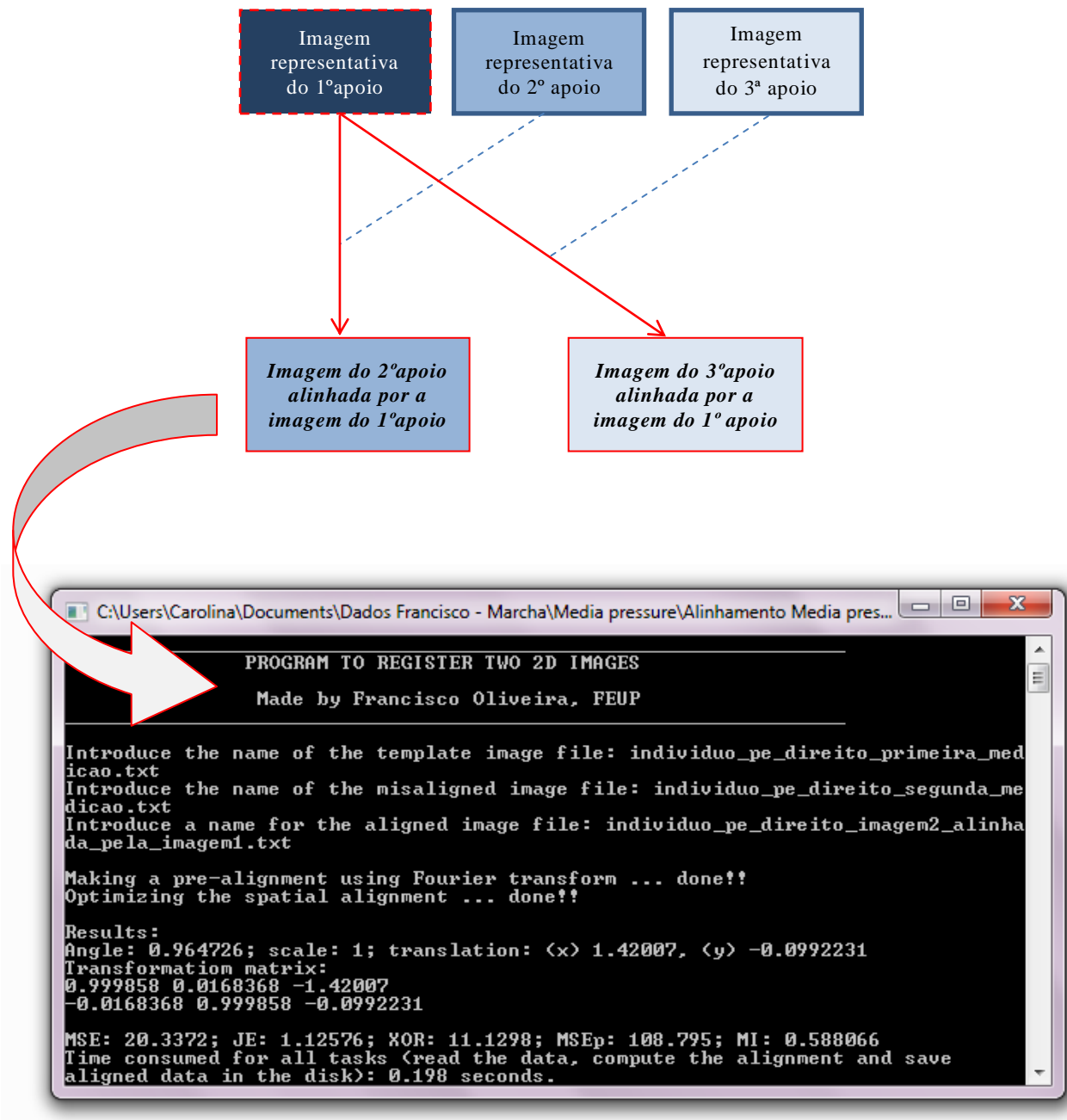


Figura 4.13 – Exemplo ilustrativo do algoritmo utilizado para o alinhamento das imagens.

Como resultado, Figura 4.14, foram obtidas duas novas imagens idênticas às imagens do segundo e terceiro apoio mas ambas alinhadas relativamente à imagem do primeiro apoio.

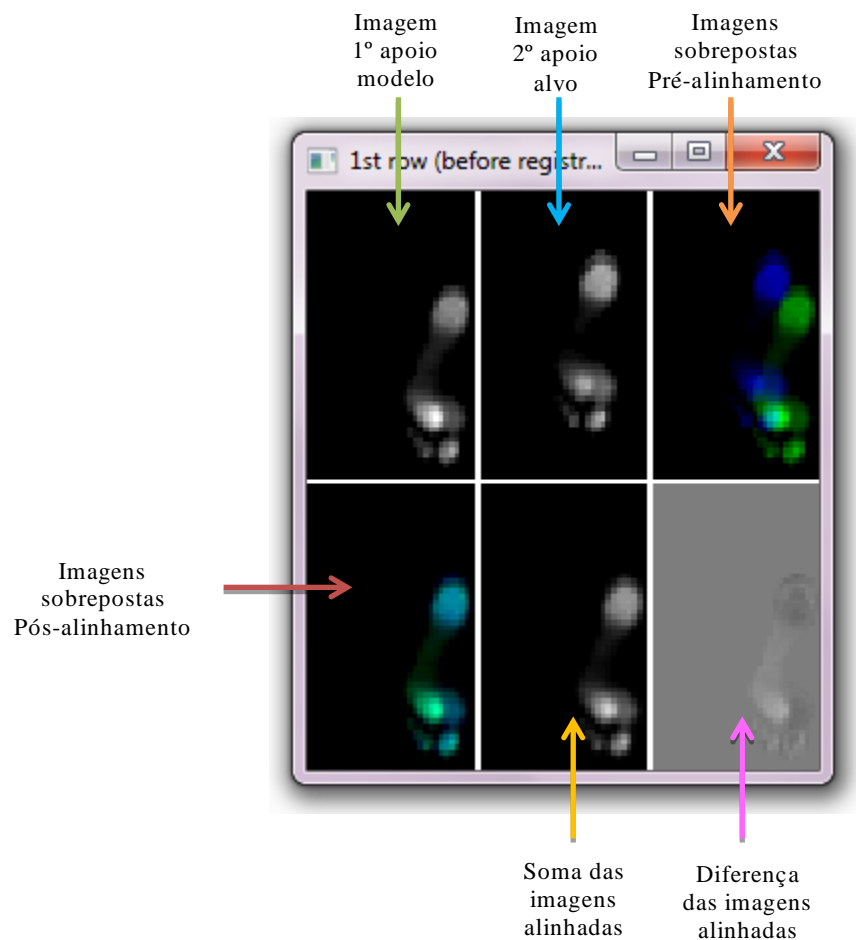


Figura 4.14 – Exemplo de um resultado obtido através do algoritmo de alinhamento.

O mesmo procedimento foi efetuado utilizando a imagem do segundo e do terceiro apoio como imagem modelo.

#### 4.2.6.4 Criação da imagem média alinhada

Após alinhar as imagens representativas de cada apoio relativamente à imagem modelo, é necessário criar a imagem média resultante de modo a extrair os parâmetros plantares e correlacionar o seu valor com a média dos valores dos parâmetros plantares extraídos da imagem representativa de cada um dos apoios.

Assim, recorrendo à ferramenta *MATLAB*, foi criada a imagem média através da soma *píxel* a *píxel* das três imagens a dividir por três. Ou seja, se a imagem do 1º apoio serviu de modelo, a imagem média é o resultado da soma *píxel* a *píxel* da imagem do 1º apoio com as imagens resultantes do 2º e 3º apoio alinhados pela imagem modelo, a dividir por 3, Figura 4.15.

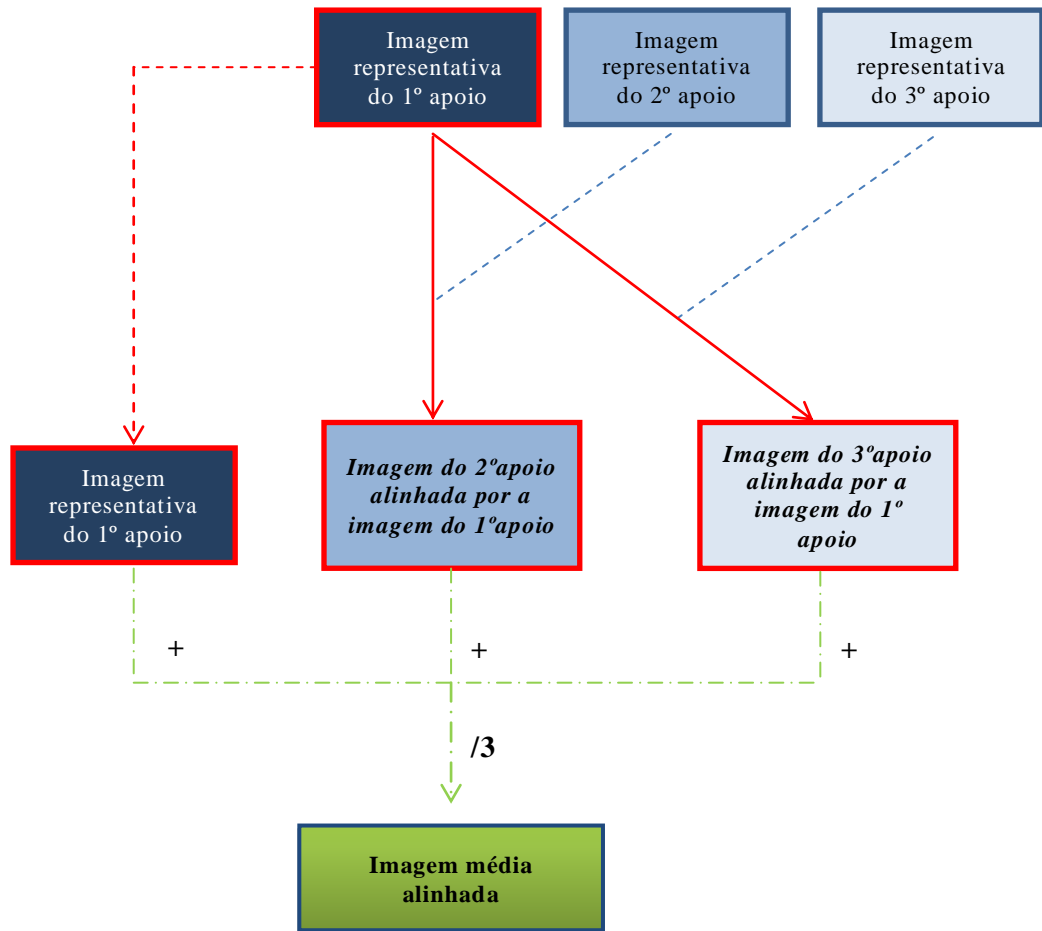


Figura 4.15 – Exemplo ilustrativo da criação da imagem média alinhada.

#### 4.2.6.5 Coeficiente de Correlação de Pearson e Coeficiente de Correlação Intraclass

O Coeficiente de Correlação de Pearson ( $r$ ) é usualmente utilizado para expressar a associação linear existente entre variáveis (Curran, Upton et al. 2005). De acordo com o seu valor é possível identificar o grau de relação:  $0 < r < 0.25$  a relação é fraca ou nenhuma;  $0.25 < r < 0.50$  a relação é razoável;  $0.50 < r < 0.75$  a relação é moderada ou boa;  $r > 0.75$  a relação é muito boa, sendo excelente quando o seu valor é igual a 1 (um) (Jonely, Brismée et al. 2011). Por sua vez, o Coeficiente de Correlação Intraclass ( $CCI$ ) é comumente utilizado para avaliar a consistência entre as medições, isto é, quantificar quanto é que os valores de uma medição se assemelham aos valores obtido numa outra medição. Valores de  $CCI$  menores que 0.4 indicam baixa fiabilidade; valores entre 0.4 e 0.75 indicam fiabilidade razoável a boa; e valores superiores a 0.75 indicam excelente fiabilidade (Curran, Upton et al. 2005).

Sendo um dos objetivos da presente Dissertação comparar a média dos valores dos parâmetros plantares obtidos em cada uma das três medições executadas por cada indivíduo, com os valores dos parâmetros obtidos a partir de uma imagem média representativa das imagens desse indivíduo, foi necessário estabelecer correlações de forma a avaliar o grau de associação linear existente entre os resultados e a grau de homogeneidade entre medições. Assim, recorrendo às funcionalidades dos programas *Microsoft Excel* e do *Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)*, foram determinados o Coeficiente de Correlação de Pearson ( $r$ ) e o Coeficiente de Correlação Intraclass ( $CCI$ ).

### 4.3 Apoio estático

#### 4.3.1 Etapas

As atividades práticas do apoio estático e do apoio dinâmico foram realizadas do mesmo modo, Figura 4.16, diferindo apenas na etapa da criação da imagem representativa de cada apoio, uma vez que as imagens representativas utilizadas foram diferentes e ambas criadas a partir do período de 30 segundos cuja medição foi mais estável.

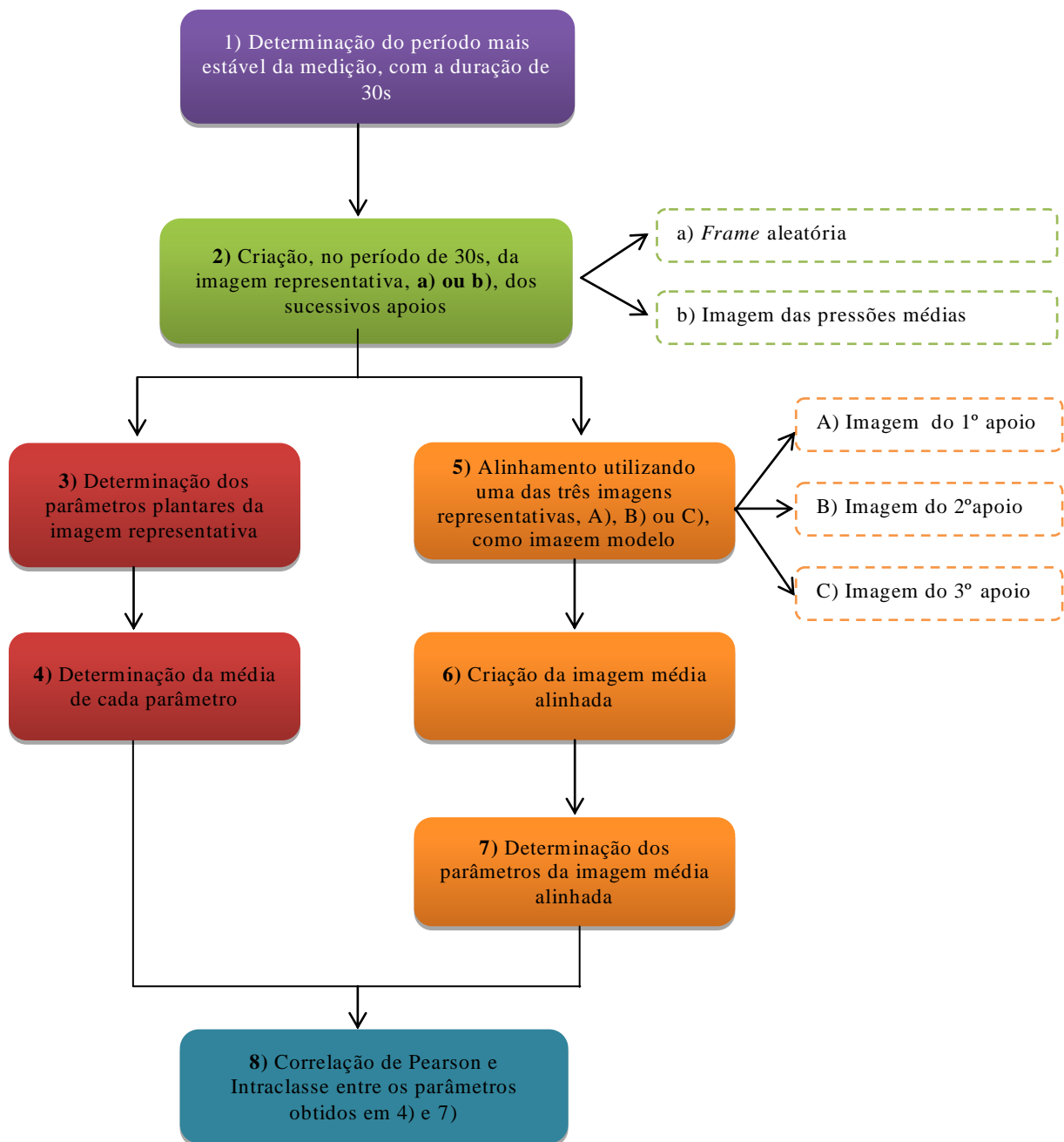


Figura 4.16 – Etapas executadas na realização da atividade prática referente ao apoio estático.

Deve-se salientar que todas as etapas mencionadas anteriormente foram repetidas para cada indivíduo e para ambos os pés.

### 4.3.2 Definição da amostra

Antes de se selecionar a amostra em estudo foram estabelecidos os seguintes critérios de exclusão: (1) história de lesão recente no membro inferior; (2) dores e/ou deformidades estáticas no pé; (3) traumas severos do membro inferior; (4) existência de cirurgias ou próteses no membro inferior; (5) discrepância no comprimento dos membros; (6) serem portadores de diabetes. Os indivíduos que preenchiam um ou mais dos seguintes critérios foram automaticamente excluídos.

A amostra selecionada para a recolha estática foi constituída por 29 indivíduos saudáveis, dos quais 2 são homens com 19 e 23 anos, altura entre 1.77 e 1.80 m e peso entre os 78 e os 83 Kg; e 27 são mulheres com idades compreendidas entre os 18 e os 29 anos, altura entre 1.48 e 1.75 m (média =  $1.62 \pm 0,06$  m) e peso entre os 45 e os 68 kg (média =  $57 \pm 5.92$  kg).

### 4.3.3 Questões éticas

A amostra selecionada foi submetida a uma sessão de familiarização na qual foi explicado o objetivo, justificativa e procedimentos experimentais a efetuar na atividade prática em questão. Deste modo, todos os sujeitos envolvidos participaram voluntariamente e deram o seu consentimento informado relativamente ao estudo em causa.

### 4.3.4 Instrumentos

A pressão plantar em apoio estático foi obtida recorrendo à mesma plataforma de pressões utilizada no registo dinâmico. A única diferença residiu na frequência de aquisição que, para o apoio estático, teve um valor de 5 Hz.

O *software* utilizado para a aquisição e armazenamento dos dados foi igualmente o *software* da Emed<sup>®</sup>.

### 4.3.5 Procedimento experimental

Após a realização de uma medição teste verificou-se que a plataforma de pressões não possibilitava a medição da pressão plantar em apoio bipodálico, pois quando o indivíduo colocava ambos os pés sob a plataforma estes ultrapassavam os limites sensoriais da placa, induzindo erros na medição.

De forma a ultrapassar este fator limitante, as medições foram executadas individualmente para cada pé. Ainda assim, com o intuito de criar uma superfície única, foi colocada uma plataforma de madeira junto da plataforma de pressões, Figura 4.17. Esta ao possuir as mesmas dimensões que a plataforma de pressões garantiu que ambos os pés estivessem nivelados durante a medição.

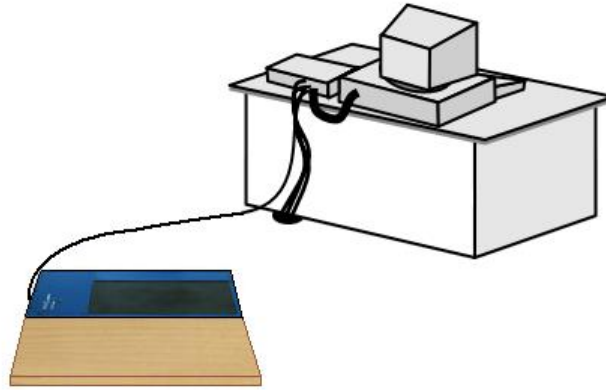


Figura 4.17 – Exemplo ilustrativo da organização do espaço para a realização da atividade prática.

Posteriormente, depois de organizado o espaço, foi pedido aos indivíduos que efetuassem uma medição treino de modo a que se “adaptassem” à plataforma de pressões e ao protocolo experimental a utilizar.

Para dar início à recolha, começou-se por instruir o indivíduo a descalçar-se e a posicionar-se em cima da plataforma de madeira. De seguida, após calibração, foi pedido que este se colocasse confortavelmente em posição ortostática, ou seja, com os pés afastados, um em cima da plataforma de pressões e outro na plataforma de madeira, ambos a uma largura confortável, de acordo com a largura dos ombros, e os braços relaxados ao longo do corpo, Figura 4.18.

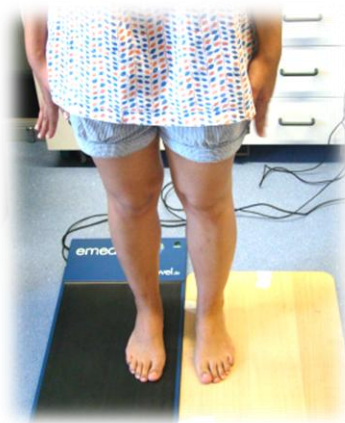


Figura 4.18 – Exemplo do posicionamento do indivíduo para a realização da atividade prática.

A fim de evitar que os indivíduos se concentrassem na força exercida ao nível dos pés e alterassem consequentemente essa mesma distribuição, foi pedido que permanecessem durante o registo o mais imóvel possível e que olhassem para um ponto fixo colocado na parede em frente a uma distância recomendada de  $\pm 3$  m (Birtane and Tuna 2004; Tuna, Yildiz et al. 2004; Tuna, Birtane et al. 2005).

Tal como foi mencionado na secção 4.2.5, para assegurar representações fiáveis do padrão de distribuição da pressão plantar devem ser efetuadas no mínimo entre três a cinco medições. No que diz respeito à duração da aquisição dos dados, segundo Pinsault et al. (2009) é necessário que esta possua no mínimo 30 segundos de duração, para garantir uma fiabilidade aceitável. Assim, para cada indivíduo foram registadas seis medições de aproximadamente 60 segundos, sendo três medições para o pé direito e três para o pé esquerdo.

#### 4.3.6 Metodologias

As metodologias utilizadas na atividade prática referente ao apoio estático foram semelhantes às usadas no apoio dinâmico, diferendo apenas na criação da imagem representativa do apoio estático executado em cada medição.

##### 4.3.6.1 Construção de uma imagem representativa do apoio estático obtido em cada medição

A fase inicial do registo estático é uma fase de “adaptação” na qual o indivíduo vai-se reajustando até adotar uma posição estável. Nesta fase há uma variação na pressão, os seus valores são usualmente mais elevados, e na posição do centro de pressão, Figura 4.19.

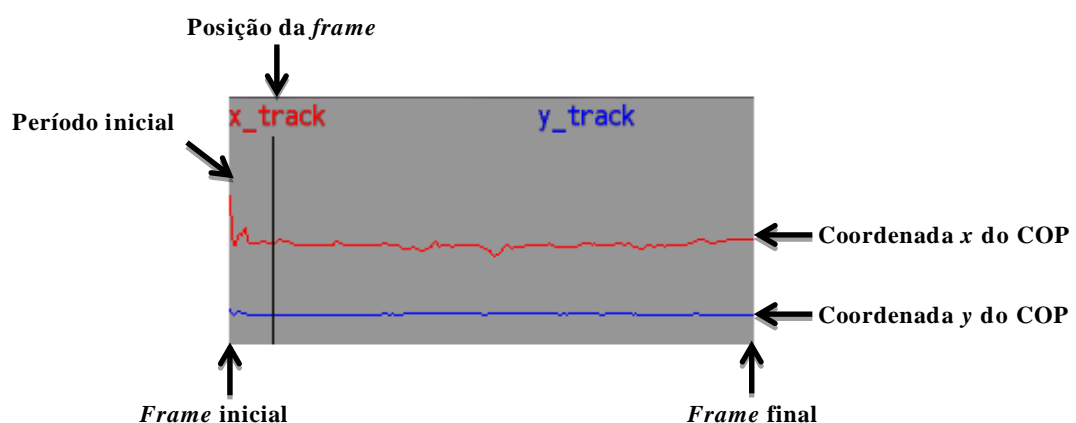


Figura 4.19 – Gráfico ilustrativo do comportamento do COP face às coordenadas x e y.



De forma a garantir que a construção da imagem representativa do apoio estático obtido em cada apoio fosse efetuada num período estável, foi selecionado antes da sua construção o intervalo de tempo com a duração de 30 segundos onde existiu uma menor variação da posição do centro de pressão, ou seja, o período em que indivíduo apresentou uma maior estabilidade.

Tendo em conta que cada apoio teve a duração de 60 segundos e foi selecionado o período de 30 segundos mais estável, a construção da imagem representativa de cada apoio foi criada tendo por base uma sequência de 150 imagens.

Como se trata do apoio estático foram criadas como imagens representativas de cada apoio:

- Imagem das pressões médias - contrariamente ao que foi feito no apoio dinâmico na criação da imagem média, são tidos em conta todos os valores de pressão registados pelo sensor ao longo da medição;
- Uma *frame* aleatória das 150 imagens da sequência anteriormente referida - a escolha de uma *frame* aleatória em vez da criação da imagem dos picos máximos de pressão baseou-se no facto das pressões executadas em apoio estático possuírem um valor praticamente constante ao longo de todo o apoio.

## 4.4 Resumo

Ambos os apoios foram registados recorrendo a uma plataforma de pressões da EMED<sup>®</sup>, utilizando diferentes frequências de aquisição.

De forma a assegurar representações fiáveis do padrão de distribuição da pressão plantar durante os apoios, estático e dinâmico, foram realizadas três medições para cada indivíduo.

As atividades práticas do apoio estático e do apoio dinâmico foram realizadas do mesmo modo, diferindo apenas na etapa da criação da imagem representativa de cada medição, uma vez que as imagens representativas utilizadas no apoio estático foram diferentes e ambas criadas a partir do período de 30s cuja medição foi mais estável.

Os parâmetros plantares utilizados foram escolhidos tendo em conta o objetivo da Dissertação, o contributo de cada parâmetro nos diferentes estudos pedobarográficos até então realizados, as conclusões que até então foram possíveis de obter através da sua análise e interpretação, e a possibilidade de serem calculados de forma automática com os programas a utilizar.

---

# CAPÍTULO V – RESULTADOS E DISCUSSÃO

## 5.1 Introdução

## 5.2 Apoio dinâmico

### 5.2.1 Imagem dos picos máximos de pressão

### 5.2.2 Imagem das pressões médias

### 5.2.3 Imagem dos picos máximos de pressão vs Imagem das pressões médias

## 5.3 Apoio estático

### 5.3.1 *Frame* aleatória

### 5.3.2 Imagem das pressões médias

### 5.3.3 *Frame* aleatória vs Imagem das pressões médias

## 5.4 Conclusões

## 5.1 Introdução

No presente capítulo são dados a conhecer os resultados obtidos e é efetuada uma discussão dos mesmos.

Tal como no Capítulo IV, a apresentação dos resultados encontra-se estruturada em duas partes distintas: resultados obtidos no apoio dinâmico e resultados obtidos no apoio estático. Cada uma das partes encontra-se organizada de forma sequencial, obedecendo à ordem de execução das etapas.

Além disso, uma vez que foram criados, quer para o apoio estático quer para o apoio dinâmico, dois formatos de imagem para representar o apoio executado em cada medição, os resultados adquiridos para cada imagem representativa foram apresentados separadamente.

## 5.2 Apoio dinâmico

Tal como foi mencionado na secção 4.2.1, para a concretização da atividade prática referente ao apoio dinâmico foram executados um conjunto de etapas, Figura 5.1. A forma como vão ser apresentados os resultados vai de encontro à sequência de realização das mesmas.

Etapas:

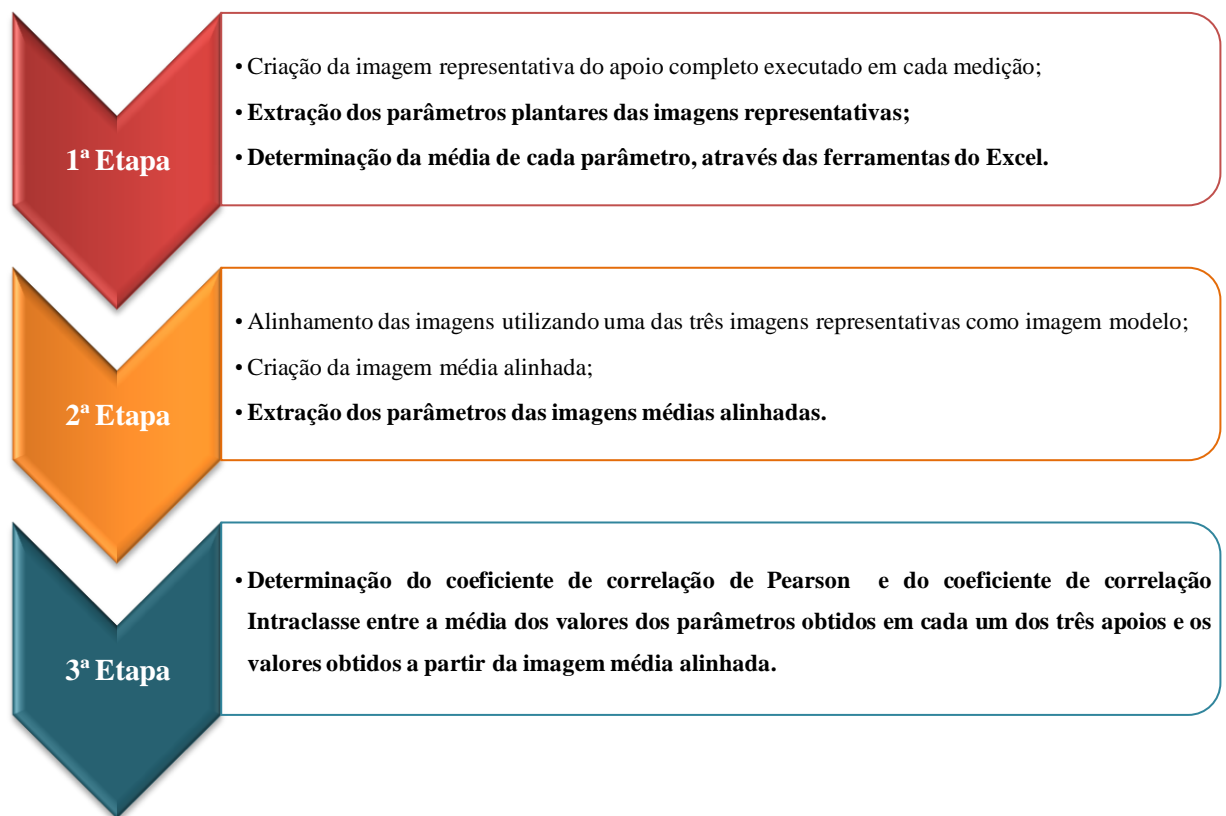


Figura 5.1 – Etapas executadas na realização da atividade prática referente ao apoio dinâmico.

### 5.2.1 Imagem dos picos máximos de pressão

#### 5.2.1.1 Extração dos parâmetros plantares da imagem dos picos máximos de pressão e determinação da respetiva média

Para cada pé foi criada uma tabela na qual foram armazenados os valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição, executadas por cada indivíduo, e a respetiva média, Figura 5.2.

Registo Apoio Dinâmico							
IMAGENS DOS PICOS MÁXIMOS DE PRESSÃO - PÉ DIREITO							
Indivíduo	Medição	COP face ao eixo do pé (mm)	COP face ao limite posterior do pé (mm)	Pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)	Pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)	Índice do arco plantar	Índice do arco plantar modificado
1	1ª	-1,3082	139,2810	-4,5832	38,2590	0,2205	0,0650
	2ª	-3,7186	137,3190	-6,7107	38,0274	0,1864	0,0387
	3ª	-4,2784	142,9340	-4,3005	38,6375	0,1212	0,0267
	MÉDIA	-3,1017	139,8447	-5,1981	38,3080	0,1760	0,0434
2	1ª	-1,0828	132,4950	-1,7684	183,6740	0,2396	0,0703
	2ª	-4,1959	136,3010	-30,0189	233,4620	0,1602	0,0520
	3ª	-3,9886	134,2370	-29,3004	232,3100	0,2332	0,0664
	MÉDIA	-3,0891	134,3443	-20,3626	216,4820	0,2110	0,0629
3	1ª	-2,6660	132,7100	-3,8082	194,2960	0,2318	0,0921
	2ª	2,0427	129,2120	-4,2716	198,6280	0,2127	0,0870
	3ª	-0,2375	139,4060	-4,1443	196,8550	0,2391	0,1113
	MÉDIA	-0,2869	133,7760	-4,0747	196,5930	0,2279	0,0968
4	1ª	1,5751	124,0350	-2,1417	36,4081	0,2813	0,1722
	2ª	-1,5803	123,6910	-1,7746	24,0625	0,2995	0,1549
	3ª	-1,9944	123,9960	-6,4038	36,7880	0,2807	0,1840

Figura 5.2 – Exemplo demonstrativo das tabelas nas quais se encontram armazenados os parâmetros plantares

Tendo em conta que para a concretização da atividade prática apenas foi considerada a média dos valores obtidos em cada medição (Figura 5.2 – linhas destacadas a amarelo), as tabelas referentes ao valor dos parâmetros plantares extraídos a partir das imagens dos picos máximos de pressão referentes a cada apoio, Tabela A.1 e A.2, foram remetidas para o Anexo e o valor das médias foi colocado nas Tabelas 5.1-6 referentes às correlações de Pearson e Intraclass, com a designação de *média das medições*.

#### 5.2.1.2 Extração dos parâmetros plantares da imagem média alinhada

Os valores dos parâmetros plantares retirados a partir das imagens médias alinhadas encontram-se nas Tabelas 5.1–6, nas colunas designadas por *imagem média alinhada 1, 2 e 3*. Os números 1, 2 e 3 indicam qual a imagem modelo utilizada na criação da imagem média alinhada, por exemplo, *imagem média alinhada 1* significa que foi a imagem do 1º apoio que serviu de modelo ao alinhamento.

### 5.2.1.3 Determinação dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass

Nas Tabelas 5.1-6 estão apresentados, nas linhas designadas por *coeficiente de correlação de Pearson* e *coeficiente de correlação Intraclass*, os coeficientes de correlação estabelecidos entre a média dos valores obtidos em cada medição, *média das medições*, e os valores adquiridos a partir das imagens médias alinhadas, *imagem média alinhada 1, 2 e 3*, para cada parâmetro.

#### a. Pé direito

Tabela 5.1 – Apoio dinâmico, pé direito: Imagem dos picos máximos de pressão - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do *COP* face ao eixo e ao limite posterior do pé.

IMAGEM DOS PICOS MÁXIMOS DE PRESSÃO - PÉ DIREITO								
Indivíduo	Localização do COP face ao eixo do pé (mm)				Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-3.102	-3.846	-3.140	-3.211	139.845	144.371	139.842	144.182
2	-3.089	-2.214	-3.558	-3.481	134.344	138.211	134.256	134.006
3	-0.287	-1.002	0.361	-1.025	133.776	136.420	132.219	136.313
4	-0.667	0.308	-0.441	-0.163	123.907	125.330	125.313	125.543
5	0.093	-1.001	-1.124	-0.124	132.776	135.442	134.391	135.098
6	-0.846	-1.600	-1.591	-1.288	118.627	121.619	121.589	121.694
7	-4.762	-5.128	-5.624	-5.526	140.385	139.588	143.115	143.155
8	-0.687	-0.992	-1.560	-1.051	129.326	131.913	127.753	132.103
9	-0.048	-0.265	-1.632	-0.301	133.245	134.592	134.592	134.589
10	-6.184	-7.505	-6.891	-7.753	132.092	130.401	130.559	134.812
11	-3.903	-4.023	-4.052	-3.235	149.407	152.360	152.558	152.447
12	-4.838	-3.876	-4.175	-6.118	136.533	141.684	141.068	141.301
13	-3.410	-3.155	-3.217	-3.163	136.291	136.193	136.196	136.438
14	-10.397	-10.362	-9.589	-10.070	143.225	144.283	144.118	144.083
15	-4.825	-5.052	-4.496	-6.499	132.610	138.052	138.119	138.092
16	-5.269	-5.769	-5.238	-5.321	126.825	130.541	131.305	131.235
17	-2.492	-2.564	-1.938	-1.770	124.944	126.561	126.343	126.639
18	-1.839	-1.199	-2.395	-0.991	118.235	121.781	118.268	118.218
19	-3.141	-4.846	-4.867	-4.431	112.001	117.447	113.068	112.695
20	-3.426	-2.744	-4.489	-3.250	123.443	127.638	127.812	124.227
21	-3.729	-3.105	-3.023	-5.640	125.707	128.593	128.499	128.540
22	-3.717	-3.340	-4.027	-2.806	135.957	136.004	135.847	140.646
23	-0.554	-2.168	-0.721	-1.413	125.979	128.801	128.919	128.793
Média	-3.092	-3.280	-3.366	-3.419	130.847	133.384	132.424	133.254
Desvio Padrão	2.436	2.453	2.268	2.646	8.693	8.302	8.822	9.264
Mínimo	-10.397	-10.362	-9.589	-10.070	112.001	117.447	113.068	112.695
Máximo	0.093	0.308	0.361	-0.124	149.407	152.360	152.558	152.447
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.947	0.953	0.950		0.975	0.973	0.986
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.946	0.946	0.941		0.932	0.958	0.949

Analisando a Tabela 5.1, é possível verificar que: para cada parâmetro, os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass foram bastante elevados, sendo que os valores obtidos no parâmetro *localização do centro de pressão face ao limite posterior do pé* foram ligeiramente superiores aos valores obtidos no parâmetro *localização do centro de pressão face ao eixo*; independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação estabelecidos em cada parâmetro foram próximos entre si; os valores da média e do desvio padrão foram, em ambos os parâmetros, praticamente os mesmos para as quatro situações - *média das medições*, *imagem média alinhada 1*, *2* e *3*; em média, para o pé direito, o *COP* situou-se a 3 mm do eixo do pé, na direção medial (devido ao simbolismo do sinal negativo – Figura 4.12), e 133 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.2 – Apoio dinâmico, pé direito: Imagem dos picos máximos de pressão - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé.

IMAGEM DOS PICOS MÁXIMOS DE PRESSÃO - PÉ DIREITO								
Indivíduo	Localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)				Localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-5.198	-8.896	-6.736	-6.762	38.308	42.999	38.172	42.827
2	-20.363	-26.926	-29.993	-25.866	216.482	234.050	229.282	229.451
3	-4.075	-4.210	-6.006	-4.199	196.593	199.989	191.412	199.464
4	-3.440	-4.244	-2.294	-0.100	32.253	41.027	40.999	28.055
5	-1.901	-2.483	-6.217	-3.618	192.371	193.957	192.730	193.240
6	-2.378	-2.626	-2.624	-2.633	196.421	200.121	200.193	200.326
7	-28.647	-8.304	-8.262	-8.277	212.747	197.226	196.221	196.586
8	-40.175	-38.988	-42.345	-42.177	230.776	231.762	231.877	231.742
9	6.194	-6.340	-9.000	-1.753	196.155	205.203	209.258	205.195
10	-21.700	-38.226	-39.058	-38.195	165.600	240.597	240.244	244.896
11	-14.816	-4.879	-4.882	-0.105	231.947	221.990	222.139	217.264
12	-18.388	-8.733	-8.707	-37.046	210.889	203.039	206.797	237.531
13	-35.936	-38.028	-37.978	-33.700	252.415	251.717	251.726	256.862
14	-49.785	-53.010	-48.913	-48.111	255.429	253.001	256.915	252.583
15	-32.700	-33.784	-34.743	-36.748	230.191	234.374	238.416	233.917
16	-33.820	-36.417	-32.431	-36.599	227.985	230.742	232.573	232.786
17	-7.006	8.487	6.611	6.641	211.335	201.362	200.549	197.009
18	5.163	5.720	7.353	5.735	170.003	177.323	170.286	170.140
19	-3.612	-8.403	-4.192	-4.189	24.482	23.110	18.866	18.848
20	-22.194	0.000	-5.736	-3.331	181.640	181.345	177.807	177.987
21	-35.220	-34.582	-30.348	-36.004	226.117	229.939	229.824	230.850
22	-19.598	-24.789	-28.833	-25.230	143.263	200.565	201.000	204.733
23	9.351	6.614	10.807	12.722	76.522	23.881	23.775	27.903
Média	-16.532	-15.785	-15.849	-16.067	179.127	183.449	182.655	183.922
Desvio Padrão	16.474	17.922	17.752	18.874	69.707	73.757	74.890	75.985
Mínimo	-49.785	-53.010	-48.913	-48.111	24.482	23.110	18.866	18.848
Máximo	9.351	8.487	10.807	12.722	255.429	253.001	256.915	256.862
Coefficiente de Correlação de Pearson		0.858	0.860	0.865		0.947	0.948	0.945
Coefficiente de Correlação Intraclass		0.860	0.863	0.862		0.945	0.947	0.942

Analisando a Tabela 5.2, é possível verificar que: para cada parâmetro, os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass foram elevados, sendo que os valores obtidos no parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé* foram superiores aos valores obtidos no parâmetro *pico máximo de pressão face ao eixo*; independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação estabelecidos em cada parâmetro foram próximos entre si; os valores da média e do desvio padrão foram, em ambos os parâmetros, praticamente os mesmos para as quatro situações; em média, para o pé direito, o pico máximo de pressão situou-se a 16 mm do eixo do pé, na direção medial, e 182 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.3 – Apoio dinâmico, pé direito: Imagem dos picos máximos de pressão - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros *AI* e *MAI*.

IMAGEM DOS PICOS MÁXIMOS DE PRESSÃO - PÉ DIREITO								
Indivíduo	Índice do arco plantar				Índice do arco plantar modificado			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	0.176	0.210	0.206	0.210	0.043	0.049	0.044	0.049
2	0.211	0.222	0.237	0.238	0.063	0.047	0.060	0.062
3	0.228	0.229	0.210	0.246	0.097	0.102	0.091	0.103
4	0.287	0.283	0.293	0.285	0.170	0.171	0.172	0.172
5	0.201	0.213	0.208	0.214	0.068	0.073	0.070	0.071
6	0.181	0.195	0.197	0.196	0.044	0.051	0.051	0.051
7	0.221	0.234	0.216	0.218	0.085	0.092	0.080	0.080
8	0.256	0.262	0.257	0.262	0.114	0.118	0.112	0.119
9	0.263	0.264	0.262	0.264	0.155	0.156	0.156	0.157
10	0.072	0.074	0.073	0.084	0.017	0.015	0.016	0.023
11	0.107	0.131	0.134	0.134	0.022	0.034	0.032	0.032
12	0.201	0.206	0.220	0.224	0.069	0.070	0.074	0.074
13	0.190	0.201	0.198	0.198	0.046	0.047	0.048	0.048
14	0.167	0.195	0.195	0.191	0.033	0.040	0.040	0.040
15	0.060	0.084	0.084	0.085	0.015	0.028	0.028	0.028
16	0.096	0.097	0.103	0.100	0.015	0.022	0.023	0.022
17	0.231	0.239	0.227	0.234	0.073	0.078	0.077	0.077
18	0.224	0.240	0.237	0.231	0.072	0.084	0.080	0.079
19	0.195	0.216	0.211	0.204	0.037	0.049	0.041	0.040
20	0.174	0.209	0.205	0.184	0.042	0.055	0.055	0.040
21	0.198	0.221	0.220	0.222	0.060	0.075	0.075	0.078
22	0.225	0.250	0.247	0.259	0.086	0.093	0.091	0.099
23	0.185	0.194	0.204	0.197	0.051	0.058	0.058	0.057
Média	0.189	0.203	0.202	0.203	0.064	0.070	0.068	0.070
Desvio Padrão	0.058	0.056	0.055	0.055	0.041	0.039	0.039	0.040
Mínimo	0.060	0.074	0.073	0.084	0.015	0.015	0.016	0.022
Máximo	0.287	0.283	0.293	0.285	0.170	0.171	0.172	0.172
Coefficiente de Correlação de Pearson		0.982	0.974	0.982		0.988	0.992	0.993
Coefficiente de Correlação Intraclass		0.953	0.949	0.950		0.978	0.985	0.983



Analisando a Tabela 5.3, é possível verificar que: para cada parâmetro, os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass foram bastante elevados, sendo que os valores obtidos no parâmetro *índice do arco plantar modificado* foram ligeiramente superiores aos valores obtidos no parâmetro *índice do arco plantar*; independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação estabelecidos em cada parâmetro foram próximos entre si; em ambos os parâmetros, os valores da média e do desvio padrão foram praticamente os mesmos para as quatro situações; em média o *AI* obteve um valor de 0.199 e o *MAI* de 0.068.

### b. Pé esquerdo

Tabela 5.4 – Apoio dinâmico, pé esquerdo: Imagem dos picos máximos de pressão - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do *COP* face ao eixo e ao limite posterior do pé.

IMAGEM DOS PICOS MÁXIMOS DE PRESSÃO - PÉ ESQUERDO								
Indivíduo	Localização do COP face ao eixo do pé (mm)				Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-3.095	-4.336	-3.403	-4.746	140.843	143.900	143.474	143.526
2	-2.967	-4.160	-2.023	-2.754	137.257	141.134	141.370	137.104
3	0.925	0.404	-0.139	0.353	126.626	127.812	127.805	127.959
4	-0.406	0.305	-0.325	-1.535	125.573	129.680	129.386	129.532
5	-1.215	-1.254	0.136	-0.452	133.911	134.071	133.877	133.988
6	-0.542	-0.677	-0.834	0.528	123.102	123.234	123.141	123.097
7	-3.719	-2.223	-2.096	-3.892	139.302	141.531	141.257	141.561
8	-5.691	-4.064	-6.290	-5.877	133.425	135.031	134.641	134.783
9	-3.142	-2.647	-1.603	-2.908	138.299	142.796	142.823	138.373
10	-5.190	-5.389	-6.929	-5.274	135.543	136.916	137.123	136.938
11	-5.916	-4.198	-4.862	-4.990	145.493	152.752	153.009	153.290
12	-2.467	-3.026	-3.203	-4.138	144.861	150.350	146.032	145.749
13	-1.209	-1.262	-1.342	-1.287	127.325	130.373	130.347	130.213
14	-5.814	-4.396	-4.973	-5.208	146.575	148.124	148.008	148.145
15	-4.669	-5.066	-4.739	-4.696	138.764	142.729	142.619	138.305
16	-2.092	-3.349	-2.265	-2.132	120.377	120.671	124.646	124.648
17	1.960	2.214	0.087	1.668	117.274	118.475	118.254	118.248
18	0.964	1.401	1.446	1.464	115.485	118.732	118.465	118.720
19	-2.098	-2.490	-3.425	-1.823	128.904	130.097	130.155	129.939
20	-2.524	-1.587	-2.222	-2.566	118.606	124.776	120.914	120.910
21	-5.050	-5.027	-4.522	-4.668	132.884	134.291	134.538	130.766
22	-3.133	-0.836	-3.397	-4.650	134.481	134.828	139.244	134.342
23	-3.521	-3.327	-2.767	-3.429	128.237	131.603	127.113	131.412
Média	-2.635	-2.391	-2.595	-2.740	131.876	134.518	134.271	133.546
Desvio Padrão	2.239	2.149	2.159	2.274	9.116	9.830	9.744	9.229
Mínimo	-5.916	-5.389	-6.929	-5.877	115.485	118.475	118.254	118.248
Máximo	1.960	2.214	1.446	1.668	146.575	152.752	153.009	153.290
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.901	0.900	0.943		0.981	0.981	0.975
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.898	0.904	0.944		0.941	0.949	0.960

Analisando a Tabela 5.4, é possível verificar que: os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass obtidos em cada parâmetro foram bastante elevados, sendo que os valores obtidos no parâmetro *localização do centro de pressão face ao limite posterior do pé* foram relativamente superiores aos valores obtidos no parâmetro *localização do centro de pressão face ao eixo*; independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação estabelecidos em cada parâmetro foram próximos entre si; os valores da média e do desvio padrão foram, em ambos os parâmetros, praticamente os mesmos para as quatro situações; em média, para o pé esquerdo, o *COP* situou-se a 3 mm do eixo do pé, na direção medial, e 134 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.5 – Apoio dinâmico, pé esquerdo: Imagem dos picos máximos de pressão - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé.

IMAGEM DOS PICOS MÁXIMOS DE PRESSÃO - PÉ ESQUERDO								
Indivíduo	Localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)				Localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-10.547	-6.902	-4.378	-2.415	102.973	38.046	38.150	38.091
2	1.460	-0.251	5.906	-2.101	188.270	190.963	191.141	191.186
3	6.824	-10.210	-8.892	-5.916	184.071	192.411	196.629	196.613
4	2.665	-4.270	-8.034	-10.651	135.386	194.300	197.930	198.105
5	-10.550	-2.547	-24.782	0.370	190.732	196.605	183.797	192.382
6	-5.937	-3.676	-3.623	-4.214	196.527	195.932	200.069	195.939
7	-20.698	-7.692	-4.105	-39.028	199.513	190.914	190.893	219.791
8	-39.315	-33.392	-35.333	-36.445	232.259	234.213	234.268	233.677
9	-8.323	-9.178	-9.631	-9.172	207.138	213.397	213.142	204.077
10	-11.612	-2.332	-6.565	-2.221	210.712	37.207	41.576	41.575
11	-32.815	-31.284	-30.266	-31.265	264.647	271.933	272.302	271.246
12	-8.356	-9.030	-8.969	-12.550	194.544	199.824	195.646	191.514
13	-12.641	-31.340	-9.546	-9.568	109.132	253.602	48.825	53.384
14	-19.632	-4.816	-4.363	-4.377	232.338	219.129	219.133	223.964
15	-16.840	-29.259	-30.391	-30.301	214.960	231.983	235.972	231.510
16	-6.779	-10.404	-6.831	-6.750	190.544	191.249	194.930	194.678
17	2.876	2.184	-1.856	2.160	197.200	198.699	196.550	196.559
18	4.485	3.797	3.794	3.794	176.830	180.342	180.223	180.216
19	-6.438	-8.714	-8.271	-5.733	190.572	191.661	192.292	191.919
20	-0.774	-3.896	-7.799	-3.900	80.179	40.910	40.944	40.955
21	-36.336	-33.579	-33.945	-34.076	229.138	233.633	231.252	227.883
22	-5.330	-9.235	-9.047	-9.255	95.185	42.722	47.498	42.726
23	-18.991	-30.301	-26.975	0.000	161.668	235.917	235.269	23.781
Média	-11.026	-12.014	-11.909	-11.027	181.935	181.548	172.975	164.425
Desvio Padrão	12.607	12.442	11.966	13.218	47.625	70.379	73.022	78.185
Mínimo	-39.315	-33.579	-35.333	-39.028	80.179	37.207	38.150	23.781
Máximo	6.824	3.797	5.906	3.794	264.647	271.933	272.302	271.246
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.769	0.772	0.754		0.607	0.774	0.777
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.775	0.778	0.763		0.579	0.710	0.671

Analisando a Tabela 5.5, é possível verificar que: os valores de correlação de Pearson e Intraclass mais discrepantes foram registados no parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé*, quando estabelecida a correlação entre os valores da *média das medições* e os valores da *imagem média alinhada 1*; os valores da média para o *pico máximo de pressão face ao eixo* e ao *limite posterior do pé* foram praticamente os mesmos para as quatro situações; os valores do desvio padrão para o parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé* sofreram pouca variação entre as quatro situações, contudo *face ao limite posterior do pé* o valor do desvio padrão obtido para a *média das medições* foi inferior aos valores obtidos nas *imagens médias alinhadas*; em média, para o pé esquerdo, o pico máximo de pressão situou-se a 12 mm do eixo do pé, na direção medial, e 175 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.6 – Apoio dinâmico, pé esquerdo: Imagem dos picos máximos de pressão - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros *AI* e *MAI*

IMAGEM DOS PICOS MÁXIMOS DE PRESSÃO - PÉ ESQUERDO								
Indivíduo	Índice do arco plantar				Índice do arco plantar modificado			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	0.167	0.211	0.208	0.217	0.044	0.050	0.050	0.051
2	0.226	0.227	0.208	0.222	0.058	0.069	0.046	0.057
3	0.232	0.244	0.241	0.249	0.120	0.123	0.124	0.124
4	0.296	0.300	0.298	0.304	0.203	0.206	0.205	0.217
5	0.215	0.212	0.218	0.220	0.061	0.063	0.063	0.063
6	0.181	0.202	0.203	0.201	0.050	0.051	0.051	0.051
7	0.240	0.243	0.248	0.255	0.105	0.112	0.112	0.113
8	0.233	0.239	0.238	0.238	0.071	0.075	0.074	0.074
9	0.265	0.287	0.288	0.257	0.140	0.158	0.160	0.135
10	0.062	0.081	0.076	0.074	0.018	0.025	0.025	0.021
11	0.090	0.072	0.078	0.080	0.023	0.016	0.016	0.017
12	0.228	0.233	0.231	0.236	0.090	0.095	0.091	0.090
13	0.193	0.223	0.217	0.217	0.044	0.051	0.051	0.051
14	0.186	0.193	0.194	0.198	0.044	0.047	0.047	0.047
15	0.102	0.168	0.171	0.156	0.027	0.032	0.032	0.028
16	0.111	0.155	0.160	0.147	0.018	0.019	0.024	0.018
17	0.243	0.249	0.248	0.240	0.097	0.099	0.098	0.098
18	0.226	0.240	0.240	0.239	0.073	0.083	0.085	0.084
19	0.245	0.253	0.244	0.242	0.071	0.073	0.073	0.073
20	0.157	0.183	0.154	0.167	0.040	0.051	0.030	0.045
21	0.189	0.204	0.204	0.169	0.063	0.076	0.076	0.044
22	0.249	0.248	0.255	0.248	0.102	0.103	0.108	0.102
23	0.149	0.173	0.169	0.168	0.042	0.056	0.047	0.056
Média	0.195	0.210	0.208	0.206	0.070	0.075	0.073	0.072
Desvio Padrão	0.060	0.055	0.055	0.056	0.044	0.045	0.046	0.046
Mínimo	0.062	0.072	0.076	0.074	0.018	0.016	0.016	0.017
Máximo	0.296	0.300	0.298	0.304	0.203	0.206	0.205	0.217
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.955	0.948	0.956		0.993	0.989	0.989
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.919	0.921	0.937		0.985	0.985	0.988

Analisando a Tabela 5.6 é possível verificar que: os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass foram bastante elevados, sendo que os valores obtidos no parâmetro *índice do arco plantar modificado* foram superiores aos valores obtidos no parâmetro *índice do arco plantar*; independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação estabelecidos em cada parâmetro sofreram pouca variação; os valores da média e do desvio padrão do *AI* e *MAI* foram praticamente os mesmos para as quatro situações; em média, para o pé esquerdo, o *AI* obteve um valor de 0.205 e o *MAI* de 0.073.

## 5.2.2 Imagem das pressões médias

Tal como foi efetuado para a imagem dos picos máximos de pressão, as tabelas com os valores dos parâmetros plantares extraídos das imagens das pressões médias referentes a cada medição e a respetiva média, Tabelas A.3 e A.4, foram colocadas em Anexo. Relativamente ao valor dos parâmetros plantares retirados a partir das imagens médias alinhadas estes encontram-se nas Tabelas 5.7-12, nas colunas designadas por *imagem média alinhada 1, 2 e 3*.

### 5.2.2.1 Determinação dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass

Nas Tabelas 5.7-12 estão apresentados, para cada parâmetro, os coeficientes de correlação estabelecidos entre a média dos valores obtidos em cada medição, *média das medições*, com os valores adquiridos a partir das imagens médias alinhadas, *imagem média alinhada 1, 2 e 3*.

a. *Pé direito*Tabela 5.7 – Apoio dinâmico, pé direito: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do *COP* face ao eixo e ao limite posterior do pé.

IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ DIREITO								
Indivíduo	Localização do COP face ao eixo do pé (mm)				Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-1.429	-1.402	-1.551	-2.137	141.756	142.088	141.374	141.995
2	-2.608	-1.988	-2.794	-2.774	130.192	131.715	131.545	131.809
3	-0.426	0.792	0.858	-0.818	133.718	132.959	133.081	132.954
4	0.341	0.813	0.200	0.953	122.204	127.331	126.957	127.737
5	0.002	-0.208	-0.808	-0.880	131.034	132.818	131.473	135.820
6	-0.860	-1.374	-1.558	-1.707	119.679	123.292	120.065	123.610
7	-4.063	-4.931	-5.111	-4.619	141.765	139.413	143.446	143.184
8	-0.359	-1.417	-0.244	-1.400	125.790	125.669	125.815	125.834
9	0.808	-1.026	-0.338	-1.046	133.316	136.666	132.228	136.650
10	-4.854	-6.468	-5.887	-4.262	133.508	134.759	135.031	134.910
11	-3.416	-3.602	-3.670	-3.484	148.379	153.354	152.903	152.848
12	-3.835	-3.086	-3.318	-5.157	138.901	144.978	140.159	140.264
13	-2.383	-3.128	-3.591	-2.546	134.747	134.908	135.110	139.081
14	-10.224	-9.091	-9.223	-9.194	147.066	149.726	150.052	149.969
15	-4.868	-4.136	-5.558	-5.588	132.439	133.834	137.379	133.655
16	-3.633	-5.392	-3.424	-3.511	123.734	125.494	125.176	124.940
17	-1.142	-0.629	-1.735	-0.813	123.067	127.238	126.095	126.564
18	-1.038	-0.606	-2.341	-1.908	118.654	123.266	119.525	119.612
19	-3.234	-5.332	-4.303	-3.856	118.024	123.141	118.478	120.056
20	-3.630	-1.443	-4.176	-2.349	120.180	122.592	122.578	122.851
21	-1.796	-1.971	-1.797	-2.949	125.004	125.081	124.856	127.316
22	-3.078	-2.741	-3.223	-4.048	138.535	140.559	140.096	139.013
23	-0.708	-1.595	-0.749	-0.755	127.629	127.346	127.172	127.622
Média	-2.453	-2.607	-2.798	-2.819	130.840	132.966	132.200	132.969
Desvio Padrão	2.383	2.415	2.323	2.141	8.994	8.805	9.418	9.055
Mínimo	-10.224	-9.091	-9.223	-9.194	118.024	122.592	118.478	119.612
Máximo	0.808	0.813	0.858	0.953	148.379	153.354	152.903	152.848
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.896	0.957	0.947		0.969	0.984	0.982
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.898	0.948	0.931		0.942	0.973	0.955

Analisando a Tabela 5.7, é possível verificar que: para cada parâmetro, os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass foram bastante elevados, sendo que os valores obtidos no parâmetro *localização do COP face ao limite posterior do pé* foram ligeiramente superiores aos valores obtidos no parâmetro *localização do COP face ao eixo*; o valor mais dissemelhante foi registado no parâmetro *localização do COP face ao eixo*, quando estabelecida as correlações entre os valores da *média das medições* e os valores da *imagem média alinhada 1*; os valores da média e do desvio padrão do *COP face ao eixo* e ao *limite posterior do pé* foram praticamente os mesmos para as quatro situações; em média, no pé direito, o *COP* situou-se a 3 mm do eixo do pé, na direção medial, e 132 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.8 – Apoio dinâmico, pé direito: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé.

IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ DIREITO								
Indivíduo	Localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)				Localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-5.876	-4.522	-0.128	-6.640	39.075	37.574	37.556	42.057
2	-2.980	-1.716	-0.337	-0.386	187.146	188.664	188.329	188.690
3	-4.665	-1.673	-6.209	-4.138	197.208	196.526	192.472	196.550
4	-9.780	-4.049	-6.326	0.000	34.168	40.109	35.846	36.029
5	-2.727	-2.492	-6.136	-6.144	191.134	191.017	190.203	194.569
6	2.270	-2.560	-2.585	-2.522	80.218	200.438	197.270	200.646
7	-29.633	-41.381	-7.685	-40.301	212.929	219.640	195.840	219.642
8	-39.405	-42.801	-35.367	-42.877	231.103	228.984	229.752	233.680
9	10.521	-8.858	-9.193	-8.853	131.918	210.374	205.588	205.832
10	-28.596	-6.640	-38.428	-39.801	169.166	37.626	240.676	241.017
11	-3.174	-4.798	-4.787	-4.786	216.488	223.125	222.615	222.557
12	-18.185	-8.590	-8.577	-10.727	209.642	204.002	199.407	203.813
13	-14.093	-36.700	-36.723	-37.775	93.119	254.603	250.174	258.129
14	-51.198	-51.971	-52.100	-52.098	254.019	252.767	258.133	258.123
15	-24.593	-24.785	-26.950	-26.956	185.715	187.955	191.195	187.431
16	-11.974	-34.896	-36.818	-36.761	140.540	227.849	227.043	230.775
17	5.675	1.865	6.762	6.488	196.467	201.381	200.687	201.135
18	7.503	5.615	7.492	3.327	169.557	177.806	170.432	174.477
19	-12.962	-8.345	-28.646	-4.118	85.206	43.047	223.028	39.123
20	-20.587	-0.453	-5.342	0.518	196.119	177.825	174.224	178.258
21	-21.919	-33.965	-29.925	-36.394	155.364	226.199	230.235	229.405
22	-24.256	-24.465	-28.399	-26.901	215.994	202.394	202.728	200.931
23	4.287	2.151	4.100	8.390	28.995	27.594	27.473	31.717
Média	-12.885	-14.610	-15.318	-16.063	157.447	172.065	186.561	181.504
Desvio Padrão	15.653	17.387	17.200	18.880	66.449	75.436	64.681	71.334
Mínimo	-51.198	-51.971	-52.100	-52.098	28.995	27.594	27.473	31.717
Máximo	10.521	5.615	7.492	8.390	254.019	254.603	258.133	258.129
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.777	0.774	0.822		0.671	0.669	0.736
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.777	0.770	0.800		0.660	0.601	0.693

Analisando a Tabela 5.8, é possível verificar que: os valores de correlação obtidos no parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé* foram ligeiramente mais baixos do que os valores obtidos no parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé*; independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação obtidos em cada parâmetro foram próximos entre si; em ambos os parâmetros, os valores da média e do desvio padrão apresentaram uma ligeira variação entre as quatro situações; em média, para o pé direito, o pico máximo de pressão situou-se a 15 mm do eixo do pé, na direção medial, e 174 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.9 – Apoio dinâmico, pé direito: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros *AI* e *MAI*.

Indivíduo	IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ DIREITO							
	Índice do arco plantar				Índice do arco plantar modificado			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	0.175	0.203	0.201	0.197	0.058	0.060	0.059	0.059
2	0.208	0.209	0.211	0.212	0.075	0.055	0.055	0.056
3	0.224	0.226	0.226	0.243	0.111	0.113	0.113	0.113
4	0.288	0.295	0.294	0.296	0.193	0.200	0.199	0.202
5	0.202	0.207	0.206	0.211	0.082	0.086	0.084	0.089
6	0.172	0.192	0.189	0.198	0.052	0.061	0.057	0.062
7	0.223	0.235	0.235	0.232	0.100	0.102	0.108	0.106
8	0.258	0.256	0.256	0.257	0.130	0.130	0.130	0.130
9	0.257	0.245	0.237	0.241	0.164	0.157	0.155	0.158
10	0.068	0.076	0.074	0.071	0.019	0.022	0.023	0.022
11	0.122	0.104	0.107	0.106	0.037	0.025	0.025	0.025
12	0.204	0.219	0.215	0.221	0.083	0.090	0.084	0.084
13	0.183	0.197	0.193	0.176	0.054	0.056	0.055	0.042
14	0.174	0.193	0.192	0.192	0.046	0.052	0.053	0.052
15	0.059	0.043	0.098	0.069	0.020	0.012	0.043	0.028
16	0.091	0.085	0.070	0.085	0.020	0.024	0.017	0.023
17	0.229	0.203	0.206	0.210	0.086	0.070	0.068	0.069
18	0.224	0.238	0.214	0.210	0.083	0.099	0.073	0.073
19	0.201	0.190	0.202	0.204	0.056	0.048	0.057	0.061
20	0.167	0.196	0.199	0.198	0.049	0.062	0.061	0.062
21	0.198	0.214	0.213	0.190	0.077	0.087	0.088	0.067
22	0.235	0.251	0.248	0.247	0.104	0.109	0.107	0.107
23	0.185	0.189	0.196	0.191	0.066	0.066	0.065	0.066
Média	0.189	0.194	0.195	0.194	0.077	0.078	0.077	0.076
Desvio Padrão	0.058	0.061	0.056	0.059	0.044	0.045	0.043	0.044
Mínimo	0.059	0.043	0.070	0.069	0.019	0.012	0.017	0.022
Máximo	0.288	0.295	0.294	0.296	0.193	0.200	0.199	0.202
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.971	0.961	0.971		0.979	0.976	0.979
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.967	0.957	0.969		0.979	0.977	0.980

Analisando a Tabela 5.9, é possível verificar que: para cada parâmetro, os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass foram bastante elevados, sendo os valores obtido no parâmetro *índice do arco plantar modificado* foram ligeiramente superiores aos valores obtidos no parâmetro *índice do arco plantar*; independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação obtidos em cada parâmetro foram próximos entre si; a média e o desvio padrão dos valores do *AI* e *MAI* foi praticamente a mesma para as quatro situações; em média, para o pé direito, o *AI* obteve um valor de 0.193 e o *MAI* de 0.077.

b. *Pé esquerdo*Tabela 5.10 – Apoio dinâmico, pé esquerdo: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do *COP* face ao eixo e ao limite posterior do pé.

IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ ESQUERDO								
Indivíduo	Localização do COP face ao eixo do pé (mm)				Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-3.156	-2.984	-1.985	-2.029	141.812	144.938	145.013	144.378
2	-2.726	-1.886	-2.521	-1.510	135.367	139.323	140.127	135.282
3	1.264	1.426	0.960	0.289	125.549	129.363	128.800	129.827
4	0.748	0.191	-0.020	0.303	126.070	130.247	130.260	130.405
5	-0.125	-0.636	-0.655	-1.451	128.615	132.061	128.643	132.583
6	-0.431	0.121	0.878	0.823	118.949	117.500	121.390	117.429
7	-1.793	-1.811	-2.780	-2.109	138.342	140.950	137.265	136.920
8	-4.445	-5.610	-5.800	-5.772	134.712	135.295	135.825	135.616
9	-1.739	-1.287	-1.125	-1.655	135.451	139.231	140.367	135.571
10	-4.437	-4.364	-5.754	-4.447	137.916	140.530	140.841	140.781
11	-4.050	-4.670	-4.525	-2.234	145.807	153.390	153.335	153.784
12	-1.289	-2.376	-2.199	-2.375	145.504	146.158	146.561	146.481
13	-0.244	-0.754	0.861	0.788	126.664	128.011	128.496	132.706
14	-4.512	-3.935	-3.838	-3.564	148.617	153.062	153.022	153.064
15	-4.062	-4.325	-4.361	-4.378	139.179	139.026	138.728	138.822
16	-1.465	-1.348	-0.745	-1.811	121.391	123.119	124.882	124.000
17	1.405	1.535	0.093	2.257	117.527	119.381	115.923	117.904
18	0.060	-0.172	0.873	1.742	116.045	118.878	116.464	118.703
19	-2.304	-1.757	-2.290	-0.367	124.892	124.439	124.597	124.221
20	-3.669	-3.113	-3.436	-1.237	118.852	119.983	119.530	120.104
21	-2.954	-1.061	-2.910	-3.058	132.051	130.390	130.951	131.103
22	-1.449	0.106	-1.916	-1.266	136.841	138.369	138.220	138.076
23	-3.188	-2.612	-2.011	-2.513	129.488	129.214	129.390	133.187
Média	-1.937	-1.797	-1.965	-1.547	131.550	133.603	133.419	133.519
Desvio Padrão	1.882	1.946	2.063	2.001	9.570	10.505	10.640	10.255
Mínimo	-4.512	-5.610	-5.800	-5.772	116.045	117.500	115.923	117.429
Máximo	1.405	1.535	0.960	2.257	148.617	153.390	153.335	153.784
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.926	0.908	0.845		0.981	0.979	0.971
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.926	0.908	0.831		0.957	0.958	0.951

Analisando a Tabela 5.10, é possível verificar que: para cada parâmetro, os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass foram bastante elevados, sendo que os valores obtidos no parâmetro *localização do COP face ao limite posterior do pé* foram superiores aos valores obtidos no parâmetro *localização do COP face ao eixo do pé*; os valores de correlação de Pearson e Intraclass mais dissemelhantes foram registados no parâmetro *localização do COP face ao eixo do pé*, quando estabelecidas as correlações entre os valores da *média das medições* e os valores da *imagem média alinhada 3*; em ambos os parâmetros, os valores da média e do desvio padrão foram praticamente os mesmos para as quatro situações; em média, para o pé esquerdo, o *COP* situou-se a 2 mm do eixo do pé, na direção medial, e 133 mm acima do limite posterior do pé.



Tabela 5.11 – Apoio dinâmico, pé esquerdo: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé.

Indivíduo	IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ ESQUERDO							
	Localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)				Localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-12.830	-6.720	-4.363	-4.321	100.173	37.241	37.446	37.361
2	0.099	2.046	2.614	1.768	189.357	194.395	195.371	190.451
3	19.230	32.856	30.578	30.886	172.706	166.331	164.527	167.101
4	-2.751	-3.743	-7.935	-8.107	82.213	193.474	197.434	197.398
5	-11.581	-4.056	-8.130	-6.097	80.445	34.418	34.439	38.615
6	-5.474	-2.130	-1.607	-5.762	88.881	35.058	195.831	191.924
7	-16.409	-4.500	-8.076	-8.073	200.519	191.586	191.798	187.696
8	-38.693	-38.705	-38.862	-38.758	232.785	232.716	233.568	233.029
9	-5.927	-9.058	-9.544	-9.093	205.227	210.602	211.215	202.317
10	-2.957	4.299	1.923	0.000	143.800	199.909	200.108	200.031
11	-20.327	-0.285	-0.298	2.181	246.292	218.424	218.309	218.744
12	-8.299	-13.101	-8.883	-13.044	195.988	196.341	201.093	196.862
13	-11.079	-0.035	0.000	0.000	106.142	34.391	34.461	43.565
14	-33.481	-4.142	-4.178	-4.220	242.067	224.470	224.416	224.335
15	-14.227	-0.351	-0.340	-4.442	186.305	190.023	190.005	190.377
16	-9.304	-7.755	-8.436	-10.871	190.739	190.980	191.917	194.954
17	0.699	-0.193	0.000	2.113	79.631	23.411	19.089	19.014
18	1.845	1.845	3.782	3.680	174.650	178.941	172.072	178.496
19	-23.654	-28.273	-4.040	-5.581	181.177	175.695	34.340	191.831
20	-3.385	-9.548	-9.528	-1.856	82.188	32.464	28.584	28.694
21	-25.117	-31.347	-33.529	-33.549	161.111	231.967	232.610	232.744
22	-5.260	-9.059	-6.856	-8.738	150.966	42.243	37.807	42.529
23	-22.333	0.000	-6.394	-4.231	167.639	31.789	31.716	35.962
Média	-10.922	-5.737	-5.309	-5.483	159.174	142.038	142.528	149.740
Desvio Padrão	12.648	13.872	12.820	12.922	54.190	82.394	83.941	79.155
Mínimo	-38.693	-38.705	-38.862	-38.758	79.631	23.411	19.089	19.014
Máximo	19.230	32.856	30.578	30.886	246.292	232.716	233.568	233.029
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.733	0.724	0.718		0.757	0.605	0.666
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.676	0.653	0.653		0.681	0.545	0.626

Analisando a Tabela 5.11, é possível verificar que: independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação obtidos no parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé* foram próximos entre si; o parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé* apresentou valores de correlação ligeiramente inferiores aos valores de correlação obtidos no parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao eixo*, sendo que o valor mais dissemelhante foi registado quando estabelecida as correlações de Pearson e Intraclass entre os valores da *média das medições* e da *imagem média alinhada 2*; em média, para o pé esquerdo, o pico máximo de pressão situou-se a 7 mm do eixo do pé, na direção medial, e 148 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.12 – Apoio dinâmico, pé esquerdo: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros *AI* e *MAI*.

IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ ESQUERDO								
Indivíduo	Índice do arco plantar				Índice do arco plantar modificado			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	0.172	0.195	0.190	0.190	0.057	0.057	0.056	0.056
2	0.212	0.199	0.225	0.206	0.063	0.057	0.079	0.052
3	0.242	0.241	0.222	0.247	0.134	0.138	0.129	0.139
4	0.298	0.314	0.283	0.305	0.219	0.229	0.211	0.228
5	0.209	0.200	0.213	0.203	0.072	0.069	0.073	0.068
6	0.174	0.192	0.173	0.184	0.053	0.057	0.044	0.056
7	0.247	0.246	0.243	0.242	0.118	0.123	0.117	0.118
8	0.226	0.238	0.242	0.240	0.085	0.096	0.096	0.096
9	0.260	0.286	0.285	0.274	0.154	0.171	0.174	0.165
10	0.073	0.045	0.043	0.044	0.025	0.009	0.009	0.009
11	0.079	0.104	0.108	0.111	0.024	0.048	0.043	0.048
12	0.232	0.234	0.226	0.239	0.102	0.104	0.106	0.104
13	0.188	0.217	0.208	0.191	0.056	0.060	0.061	0.048
14	0.184	0.196	0.195	0.196	0.055	0.059	0.059	0.059
15	0.091	0.148	0.152	0.149	0.030	0.035	0.035	0.035
16	0.100	0.125	0.128	0.123	0.020	0.020	0.021	0.021
17	0.219	0.220	0.216	0.236	0.094	0.096	0.093	0.113
18	0.232	0.215	0.231	0.212	0.098	0.084	0.100	0.085
19	0.243	0.247	0.241	0.230	0.092	0.091	0.092	0.090
20	0.155	0.165	0.170	0.164	0.053	0.056	0.055	0.055
21	0.186	0.193	0.196	0.195	0.076	0.083	0.082	0.084
22	0.250	0.251	0.252	0.251	0.120	0.122	0.122	0.121
23	0.155	0.161	0.165	0.141	0.058	0.058	0.060	0.043
Média	0.193	0.201	0.200	0.199	0.081	0.084	0.083	0.082
Desvio Padrão	0.061	0.059	0.056	0.058	0.047	0.050	0.047	0.050
Mínimo	0.073	0.045	0.043	0.044	0.020	0.009	0.009	0.009
Máximo	0.298	0.314	0.285	0.305	0.219	0.229	0.211	0.228
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.956	0.952	0.955		0.986	0.984	0.980
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.947	0.942	0.950		0.983	0.983	0.979

Analisando a Tabela 5.12, é possível verificar que: para cada parâmetro, os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass foram bastante elevados, sendo que os valores obtidos no parâmetro *índice do arco plantar modificado* foram relativamente superiores aos valores obtidos no parâmetro *índice do arco plantar*; independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação obtidos em cada parâmetro foram próximos entre si; a média e o desvio padrão dos valores do *AI* e *MAI* foi praticamente a mesma para as quatro situações; em média, para o pé esquerdo, o *AI* obteve um valor de 0.198 e o *MAI* de 0.083.

### 5.2.3 Imagem dos picos máximos de pressão vs Imagem das pressões médias

Uma vez que um dos objetivos da presente Dissertação consistiu em verificar se existem diferenças nos resultados obtidos quando utilizada para análise diferentes imagens representativas, foram criados, através da média do valor dos parâmetros plantares obtidos em cada uma das medições, os seguintes gráficos comparativos das Figura 5.3–8.

#### a. *Pé direito*

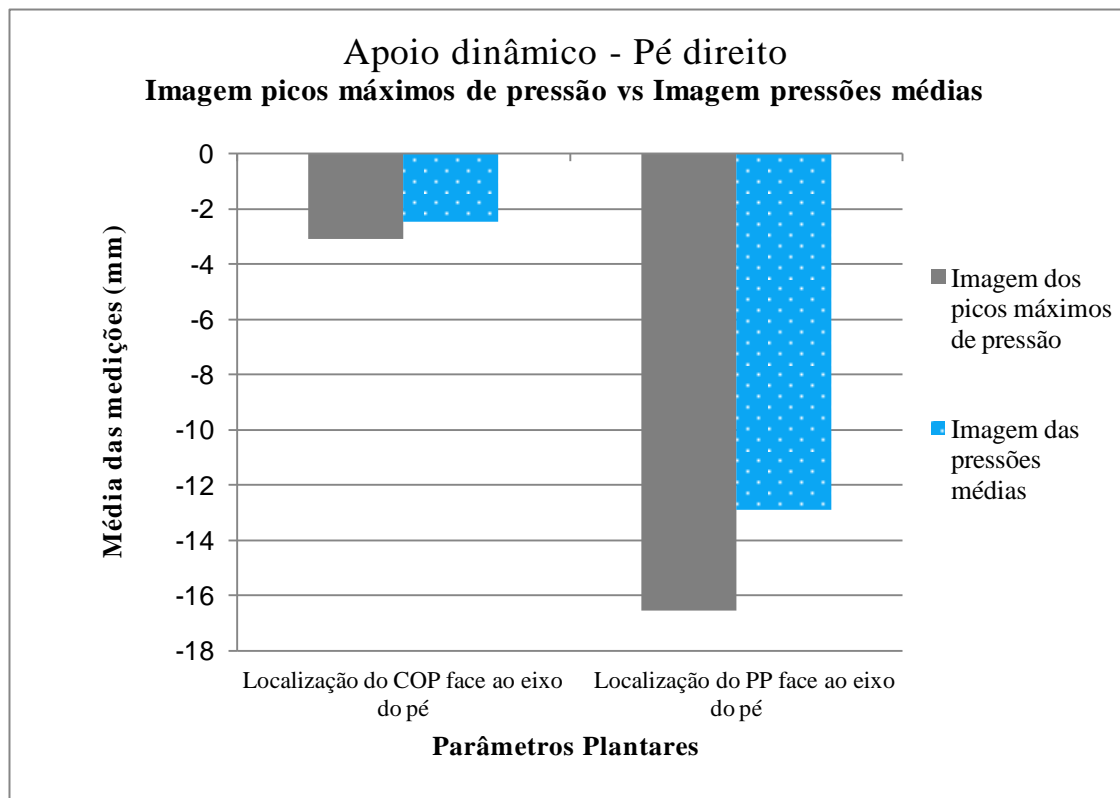


Figura 5.3 – Imagem picos máximos vs Imagem média das pressões: Localização do *COP* e do *PP* face ao eixo do pé direito.

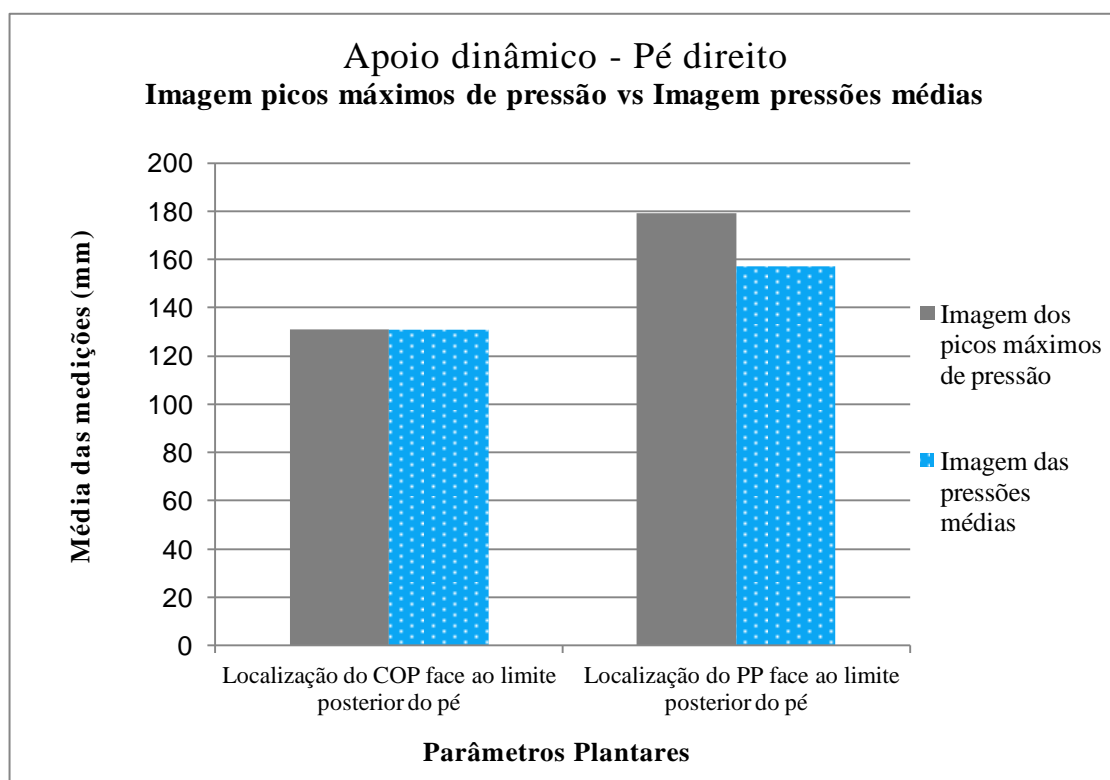


Figura 5.4 – Imagem picos máximos vs Imagem média das pressões: Localização do *COP* e do *PP* face ao limite posterior do pé direito.

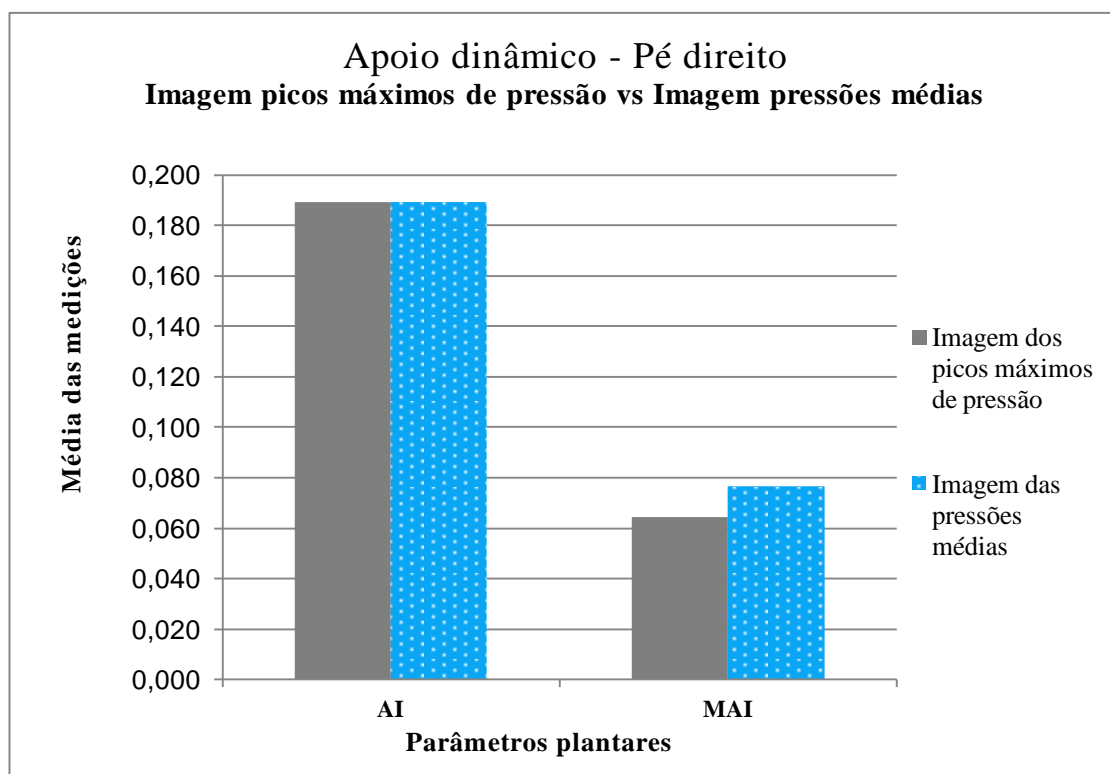


Figura 5.5 – Imagem picos máximos vs Imagem média das pressões: *AI* e *MAI*, pé direito

Tal como se pode verificar através da análise das Figuras 5.3–5, o valor dos parâmetros plantares obtidos a partir da imagem dos picos máximos de pressão foi muito semelhante ao valor obtido através da imagem das pressões médias. Note-se que as localizações do *COP* e do pico máximo de pressão estão representadas em milímetros.

b. *Pé esquerdo*

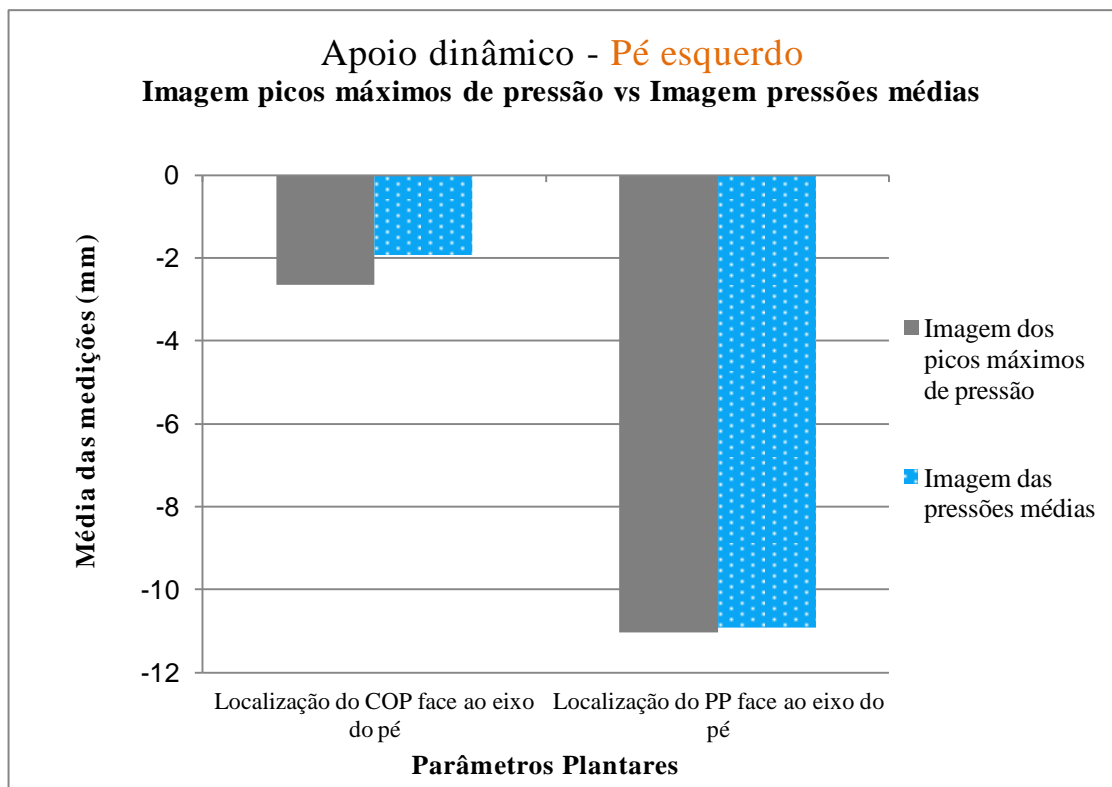


Figura 5.6 – Imagem picos máximos vs Imagem média das pressões: Localização do *COP* e do *PP* face ao eixo do pé esquerdo.

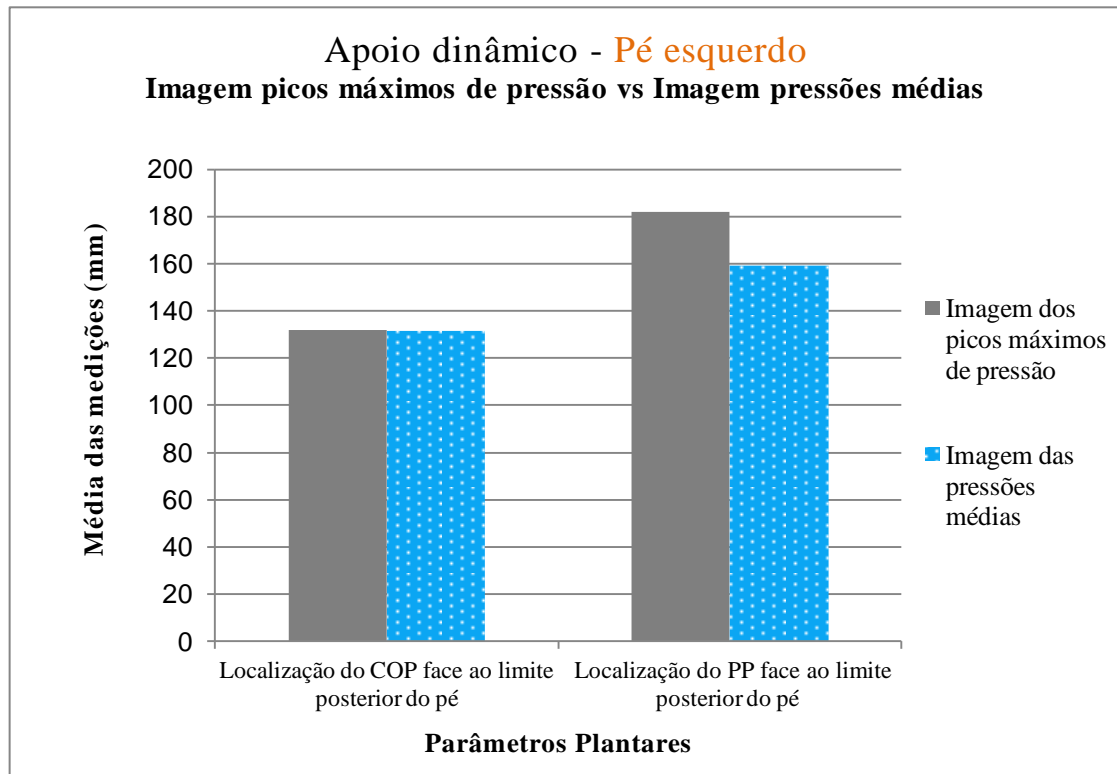


Figura 5.7 – Imagem picos máximos vs Imagem média das pressões: Localização do *COP* e do *PP* face ao limite posterior do pé esquerdo.

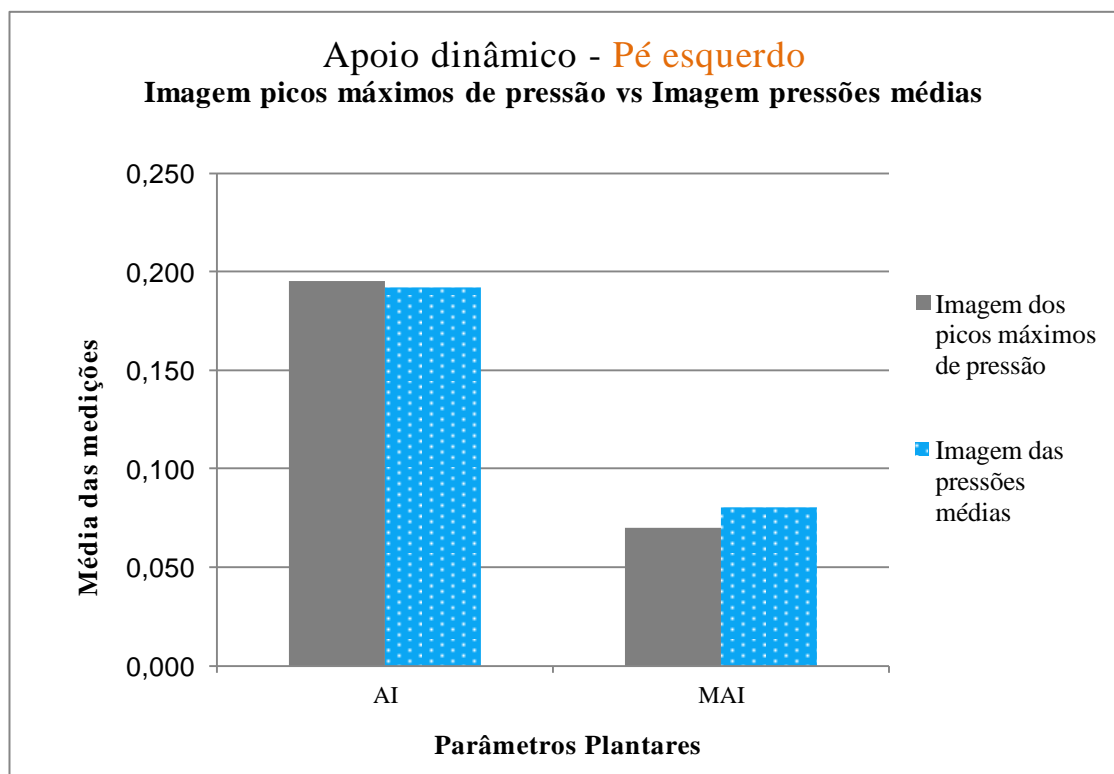


Figura 5.8 – Imagem picos máximos vs Imagem média das pressões: *AI* e *MAI* pé esquerdo.

No caso do pé esquerdo, é possível verificar que o valor dos parâmetros plantares obtidos a partir da imagem dos picos máximos de pressão foi praticamente idêntico ao valor obtido através da imagem das pressões médias.

### 5.3 Apoio estático

Tal como foi mencionado na secção 4.3.1, para a concretização da atividade prática referente ao apoio estático foram executados um conjunto de etapas, Figura 5.9. A forma como vão ser apresentados os resultados vai de encontro à sequência de realização das mesmas.



Figura 5.9 – Etapas executadas na realização da atividade prática referente ao apoio estático.

### **5.3.1 *Frame* aleatória**

#### **5.3.1.1 Extração dos parâmetros plantares da *frame* aleatória e determinação da respetiva média**

Para cada pé foi criada uma tabela, Tabelas A5 e A6, na qual foram armazenados os valores dos parâmetros plantares obtidos a partir da *frame* aleatória referente a cada medição executados por cada indivíduo, e a respetiva média. Tal como no apoio dinâmico, as tabelas foram remetidas para o Anexo A e os valores das médias estão apresentados nas Tabelas 5.13–18, referentes às correlações de Pearson e Intraclass, com a designação *média das medições*.

#### **5.3.1.2 Extração dos parâmetros plantares da imagem média alinhada**

Os valores dos parâmetros plantares retirados a partir das imagens médias alinhadas encontram-se nas Tabelas 5.13–18, nas colunas designadas por *imagem média alinhada 1, 2 e 3*.

#### **5.3.1.3 Determinação dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass**

Nas Tabelas 5.13-18 estão contidos, para cada parâmetro, os coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass entre a média dos valores obtidos em cada medição com os valores adquiridos a partir das imagens médias alinhadas.



a. *Pé direito*Tabela 5.13 – Apoio estático, pé direito: *Frame* aleatória - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do *COP* face ao eixo e ao limite posterior do pé.

FRAME ALEATÓRIA - PÉ DIREITO								
Indivíduo	Localização do COP face ao eixo do pé (mm)				Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-2.324	-1.905	-1.981	1.170	83.124	81.715	83.369	80.356
2	1.541	1.286	0.554	2.810	71.774	70.631	73.508	73.832
3	2.009	1.355	2.820	0.777	83.175	84.653	82.591	82.509
4	-1.683	0.075	-1.671	-2.034	75.222	74.458	75.710	73.620
5	-0.769	-0.442	-0.213	-0.538	70.015	72.547	73.016	69.710
6	0.531	-0.366	0.688	0.703	77.626	77.376	77.857	79.477
7	-1.725	-1.842	-1.884	-2.575	86.022	85.593	85.680	86.020
8	-2.100	-2.640	-1.137	-2.211	71.595	72.415	71.395	73.774
9	-2.266	-0.899	-2.363	-1.226	64.662	65.706	65.158	64.636
10	-0.398	0.125	-1.138	-0.181	72.152	77.052	73.962	74.137
11	1.936	2.057	2.920	1.795	91.551	94.626	93.822	91.570
12	-1.299	-0.757	0.230	0.881	79.614	79.850	80.500	81.579
13	-2.814	-3.935	-3.347	-3.470	66.652	67.647	67.141	71.253
14	0.429	0.570	-0.027	1.569	61.581	60.653	62.402	61.188
15	1.564	3.212	3.137	3.469	71.792	70.866	73.061	72.322
16	-2.052	-2.116	-1.878	-1.869	65.269	65.736	66.544	66.561
17	-2.170	-1.932	-0.361	-2.267	59.564	62.431	62.041	58.106
18	1.316	1.214	0.291	2.107	73.791	75.452	73.962	78.273
19	3.702	3.873	3.116	4.045	94.299	97.622	95.809	95.222
20	-0.281	0.741	-0.108	-0.369	64.411	66.486	65.641	66.107
21	1.662	1.772	0.491	1.102	68.787	68.942	71.423	70.122
22	-0.158	0.853	0.322	0.193	63.665	65.507	66.352	66.197
23	-0.795	-1.066	0.472	-1.273	76.022	73.721	76.111	75.619
24	1.291	0.337	0.058	0.712	120.274	119.104	119.567	119.425
25	-2.355	-2.264	-2.415	-2.149	89.894	88.692	88.047	88.462
26	-2.530	-1.665	-2.576	-2.765	85.262	86.179	85.814	90.232
27	-0.245	-1.038	0.096	0.883	63.802	63.570	63.091	62.230
28	0.918	1.348	1.542	-0.020	72.999	73.784	73.387	72.044
29	-1.960	-2.831	-1.857	-2.521	93.875	92.389	94.709	94.625
Média	-0.380	-0.237	-0.214	-0.112	76.499	77.083	77.299	77.214
Desvio Padrão	1.755	1.862	1.771	1.985	13.042	12.800	12.648	12.895
Mínimo	-2.814	-3.935	-3.347	-3.470	59.564	60.653	62.041	58.106
Máximo	3.702	3.873	3.137	4.045	120.274	119.104	119.567	119.425
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.913	0.891	0.855		0.991	0.996	0.989
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.911	0.890	0.844		0.990	0.994	0.988

Analisando a Tabela 5.13, é possível verificar que: para cada parâmetro, os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass foram bastante elevados, sendo que os valores obtidos no parâmetro *localização do COP face ao limite posterior do pé* foram relativamente superiores aos valores obtidos para o parâmetro *localização do COP face ao eixo do pé*; independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação estabelecidos em cada parâmetro foram próximos entre si; os valores da média e do desvio

padrão foram, em ambos os parâmetros, praticamente os mesmos para as quatro situações; em média, para o pé direito, o *COP* situou-se a 0.236 mm do eixo do pé, na direção medial, e 77 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.14 – Apoio estático, pé direito: *Frame* aleatória - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé.

FRAME ALEATÓRIA - PÉ DIREITO								
Indivíduo	Localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)				Localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-4.067	-5.831	-5.911	1.995	26.108	25.349	25.614	21.947
2	-5.632	-5.651	-5.614	-3.765	21.680	20.719	24.368	24.177
3	-7.493	-9.538	-5.734	-9.354	24.799	29.070	24.849	24.321
4	-6.022	-1.744	-5.081	-5.396	26.983	26.155	28.790	26.978
5	-7.050	-7.261	-7.122	-5.463	26.187	30.860	27.073	27.238
6	-3.641	-5.507	-3.629	-3.657	23.692	20.194	23.882	27.378
7	-8.731	-3.572	-1.861	-5.586	26.701	20.393	20.467	24.204
8	-6.308	-5.193	-3.433	-5.214	22.509	22.325	22.264	22.225
9	-6.892	-3.766	-7.525	-5.518	27.048	28.247	28.220	27.516
10	-5.578	-3.557	-7.258	-3.692	22.560	26.674	27.219	27.689
11	-0.669	-0.082	0.000	-3.869	32.103	33.351	33.379	29.273
12	-8.354	-7.201	-5.319	-7.159	25.520	23.388	27.051	27.141
13	-5.146	-5.958	-3.896	-3.848	25.354	25.608	25.321	28.860
14	-5.959	-5.400	5.504	-3.634	25.691	23.479	27.520	23.182
15	1.586	3.727	3.715	5.792	24.121	20.548	24.436	24.824
16	-4.809	-5.430	-5.435	-5.426	25.816	27.151	27.175	27.129
17	-7.611	-3.916	-7.465	-7.412	27.012	28.516	28.488	24.621
18	-2.558	-1.952	-5.744	-1.908	22.428	21.475	21.060	24.810
19	18.084	-6.204	-8.058	-1.933	121.024	26.883	26.569	22.154
20	-5.262	-1.774	-1.607	-5.316	27.623	30.155	29.391	30.206
21	-3.538	-1.777	-3.516	-1.781	23.990	19.547	26.369	25.977
22	-1.703	-1.672	-1.683	-3.633	23.429	21.741	25.239	23.615
23	-5.220	-5.837	-3.794	-7.795	25.067	25.292	28.936	25.357
24	-6.574	-6.059	-7.826	-5.962	183.833	186.469	181.953	184.536
25	-7.584	-3.551	-5.317	-3.589	27.682	19.484	19.497	19.557
26	-5.631	-5.667	-3.808	-5.787	24.560	28.807	24.882	28.600
27	-4.611	-7.747	-5.878	-4.036	24.281	25.374	21.552	21.779
28	-4.816	-5.423	-3.612	-7.197	25.883	27.197	27.093	23.574
29	-4.473	-3.856	-1.925	-7.827	22.504	21.016	21.178	25.075
Média	-4.354	-4.393	-4.098	-4.413	34.006	30.533	31.029	30.826
Desvio Padrão	4.874	2.648	3.190	3.000	33.924	30.226	29.190	29.673
Mínimo	-8.731	-9.538	-8.058	-9.354	21.680	19.484	19.497	19.557
Máximo	18.084	3.727	5.504	5.792	183.833	186.469	181.953	184.536
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.189	0.011	0.451		0.854	0.852	0.837
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.175	0.027	0.417		0.848	0.843	0.830

Analisando a Tabela 5.14, é possível verificar que: os valores do coeficiente de correlação de Pearson e Intraclass obtidos para o parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé* foram extremamente baixos, sendo que o valor mínimo foi registrado nas correlações entre os valores da *média das medições* e os valores da *imagem média alinhada 2*; relativamente ao parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do*

*pé*, este apresentou valores de correlação bastante mais elevados e próximos entre si, independentemente da imagem modelo utilizada; os valores da média e do desvio padrão sofreram, em ambos os parâmetros, pouca variação entre as quatro situações; em média, para o pé direito, o pico máximo de pressão situou-se a 4 mm do eixo do pé, na direção medial, e 32 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.15 – Apoio estático, pé direito: *Frame* aleatória - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros *AI* e *MAI*.

FRAME ALEATÓRIA - PÉ DIREITO								
Indivíduo	Índice do arco plantar				Índice do arco plantar modificado			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	0.143	0.100	0.099	0.127	0.046	0.027	0.028	0.042
2	0.059	0.035	0.062	0.061	0.018	0.008	0.022	0.024
3	0.149	0.162	0.157	0.139	0.047	0.050	0.045	0.032
4	0.114	0.087	0.122	0.119	0.048	0.031	0.059	0.052
5	0.146	0.155	0.151	0.117	0.048	0.053	0.054	0.031
6	0.086	0.082	0.071	0.046	0.033	0.035	0.032	0.017
7	0.047	0.045	0.051	0.047	0.019	0.020	0.020	0.018
8	0.001	0.000	0.000	0.007	0.000	0.001	0.000	0.002
9	0.029	0.034	0.029	0.000	0.008	0.011	0.010	0.000
10	0.080	0.095	0.055	0.083	0.030	0.040	0.014	0.033
11	0.151	0.164	0.164	0.155	0.064	0.055	0.053	0.051
12	0.069	0.082	0.069	0.085	0.025	0.027	0.028	0.030
13	0.012	0.000	0.008	0.028	0.002	0.000	0.002	0.010
14	0.125	0.133	0.104	0.128	0.044	0.049	0.032	0.050
15	0.117	0.143	0.144	0.166	0.041	0.034	0.035	0.055
16	0.033	0.056	0.061	0.066	0.011	0.022	0.026	0.027
17	0.007	0.010	0.013	0.000	0.001	0.002	0.002	0.000
18	0.120	0.090	0.098	0.157	0.041	0.028	0.027	0.063
19	0.197	0.209	0.210	0.222	0.122	0.128	0.127	0.129
20	0.078	0.091	0.052	0.093	0.036	0.056	0.023	0.055
21	0.133	0.133	0.110	0.108	0.048	0.049	0.033	0.032
22	0.141	0.129	0.161	0.132	0.063	0.048	0.083	0.045
23	0.030	0.002	0.034	0.024	0.010	0.001	0.012	0.009
24	0.219	0.207	0.220	0.238	0.145	0.142	0.145	0.153
25	0.030	0.040	0.036	0.034	0.036	0.012	0.011	0.011
26	0.003	0.015	0.011	0.003	0.001	0.004	0.003	0.000
27	0.082	0.045	0.084	0.075	0.029	0.009	0.025	0.021
28	0.011	0.011	0.011	0.007	0.002	0.003	0.003	0.002
29	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Média	0.083	0.081	0.082	0.085	0.035	0.033	0.033	0.034
Desvio Padrão	0.062	0.063	0.063	0.067	0.034	0.034	0.035	0.036
Mínimo	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Máximo	0.219	0.209	0.220	0.238	0.145	0.142	0.145	0.153
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.959	0.966	0.955		0.955	0.957	0.944
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.960	0.967	0.954		0.954	0.956	0.944

Analisando a Tabela 5.15, é possível verificar que: os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass obtidos em cada parâmetro foram bastante elevados, sendo que os valores obtidos no parâmetro *índice do arco plantar* foram ligeiramente superiores aos valores obtidos no parâmetro *índice do arco plantar modificado*; independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação estabelecidos em cada parâmetro foram próximos entre si; os valores da média e do desvio padrão foram, em ambos os parâmetros, praticamente os mesmos para as quatro situações; em média, para o pé direito, o *AI* obteve um valor de 0.083 e o *MAI* de 0.034, respectivamente.

b. *Pé esquerdo*

Tabela 5.16 – Apoio estático, pé esquerdo: *Frame* aleatória - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do *COP* face ao eixo e ao limite posterior do pé.

FRAME ALEATÓRIA - PÉ ESQUERDO								
Indivíduo	Localização do COP face ao eixo do pé (mm)				Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-1.765	-0.684	1.637	-1.661	75.527	76.736	76.376	74.783
2	0.867	0.334	1.578	1.701	96.385	96.904	97.717	98.332
3	0.930	0.675	1.552	0.809	95.292	93.257	96.561	95.559
4	0.031	-0.684	-0.146	0.310	77.639	79.822	78.962	79.717
5	-1.749	-1.459	-1.637	-2.329	72.313	71.980	75.079	73.891
6	-1.374	-0.662	-0.593	-3.017	73.748	73.451	76.333	76.831
7	0.317	0.291	0.632	0.075	84.382	86.162	87.078	85.151
8	-1.034	0.169	-0.810	-1.621	65.608	68.507	65.762	66.633
9	-1.954	-1.015	-1.758	-0.229	67.591	69.441	70.848	70.803
10	-1.075	-1.234	-1.674	-2.019	78.912	80.491	81.640	80.850
11	0.055	0.394	0.595	-0.935	83.531	84.840	85.043	87.175
12	-2.469	-1.030	-0.462	-0.621	79.149	79.018	81.431	79.882
13	-1.722	-0.667	-2.460	-0.795	82.468	82.176	83.322	86.023
14	-1.656	-1.940	-2.566	-1.607	66.591	68.495	68.278	65.615
15	0.057	0.322	0.234	0.576	73.844	75.376	75.619	73.891
16	-0.248	0.382	-0.320	0.862	55.696	58.788	58.892	60.154
17	-2.558	-1.565	-1.478	-1.704	88.983	91.480	87.449	89.640
18	0.925	-0.433	1.734	3.067	70.607	74.836	72.286	71.721
19	-0.268	-0.425	0.207	-1.418	68.188	68.375	67.722	67.223
20	-2.512	-1.255	-1.829	-3.657	67.592	69.426	68.635	71.442
21	-0.770	-0.576	-0.930	-0.909	78.426	78.872	79.702	79.368
22	0.977	-0.562	1.000	0.669	70.450	70.940	69.156	68.596
23	-0.610	-1.308	-2.377	0.439	55.882	58.069	55.852	56.631
24	1.631	1.848	3.359	1.127	85.474	89.883	88.981	85.032
25	-0.309	-0.457	0.879	-0.874	84.022	82.132	82.558	85.722
26	-2.294	-1.885	-2.337	-3.605	100.884	101.929	102.569	100.876
27	1.172	1.851	0.952	1.163	75.610	75.876	74.490	75.885
28	1.652	0.053	0.056	1.544	74.582	76.351	74.901	76.392
29	-1.683	-0.669	-1.735	-2.345	100.835	102.681	101.349	100.952
Média	-0.601	-0.420	-0.300	-0.586	77.593	78.838	78.779	78.785
Desvio Padrão	1.307	0.947	1.534	1.655	11.604	11.264	11.621	11.439
Mínimo	-2.558	-1.940	-2.566	-3.657	55.696	58.069	55.852	56.631
Máximo	1.652	1.851	3.359	3.067	100.884	102.681	102.569	100.952
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.771	0.751	0.807		0.992	0.992	0.991
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.730	0.730	0.792		0.986	0.987	0.985

Analisando a Tabela 5.16, é possível verificar que: os valores do coeficiente de correlação de Pearson e Intraclass obtidos para o parâmetro *localização do COP face ao limite posterior do pé* foram extremamente elevados; para ambos os parâmetros os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass mantiveram-se praticamente constantes independentemente da imagem modelo utilizada; o valor da média e do desvio padrão foram, para ambos os parâmetros, muito semelhantes nas quatro situações; em média, para o pé esquerdo, o *COP* situou-se a 0.477 mm do eixo do pé, na direção medial, e 79 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.17 – Apoio estático, pé esquerdo: *Frame* aleatória - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé.

<b>FRAME ALEATÓRIA - PÉ ESQUERDO</b>								
Indivíduo	Localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)				Localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-4.001	0.000	0.000	0.000	27.320	25.972	26.041	22.088
2	-6.726	-5.690	-7.503	-5.565	23.860	24.244	28.136	27.772
3	-3.008	-5.150	0.000	-2.037	127.084	175.547	177.608	176.130
4	-3.563	-5.110	-5.177	-5.266	27.577	29.549	25.959	30.059
5	-5.382	-5.392	-7.128	-7.322	26.838	26.959	30.612	27.663
6	-5.535	-3.731	-3.681	-7.399	20.233	20.522	23.930	24.048
7	-14.185	-7.476	-11.295	-9.228	25.185	28.036	28.236	31.780
8	-5.784	-1.678	-5.267	-1.848	22.481	26.295	25.794	26.262
9	-8.074	-7.525	-7.624	-7.448	26.850	24.456	28.591	28.239
10	-6.464	-3.640	-5.549	-5.329	21.965	23.657	27.260	26.643
11	-4.677	-4.020	-2.028	-7.979	31.479	30.151	30.427	33.910
12	-11.271	-8.841	-6.991	-7.108	24.271	26.524	26.218	26.298
13	-4.673	-1.869	-5.998	-0.109	78.436	26.145	29.755	29.899
14	-7.899	-5.608	-7.465	-7.129	27.062	28.038	27.994	27.218
15	-3.258	-3.920	-1.971	-3.862	24.295	25.427	25.628	21.243
16	-2.978	-3.666	-1.826	-1.793	21.893	27.753	23.737	26.893
17	-6.962	-7.768	-5.783	-5.711	26.848	32.213	28.162	32.360
18	-0.649	-3.889	-0.110	1.912	22.179	25.052	20.912	24.862
19	0.036	-4.109	-1.977	-2.109	25.785	26.848	26.796	27.421
20	-7.712	-5.334	-5.321	-5.357	27.691	30.225	26.606	26.846
21	-5.344	-7.053	-8.840	-7.106	24.248	23.030	23.240	22.910
22	-5.892	-5.259	-5.255	-8.590	23.995	22.720	22.598	22.335
23	-6.464	-5.914	-7.669	5.909	23.884	25.668	24.947	25.203
24	-7.254	-9.959	-4.026	-7.792	25.575	29.876	29.533	24.971
25	-3.012	-6.962	-7.144	-5.296	72.401	26.590	26.790	30.013
26	-3.752	-3.745	-5.456	-3.640	29.464	28.090	27.612	28.413
27	-3.012	0.081	-1.935	-1.883	21.865	24.540	21.019	24.477
28	-7.803	-5.521	-5.472	-1.842	24.609	27.604	27.362	27.634
29	-5.762	-5.817	-5.893	-5.784	22.585	29.083	21.627	25.252
Média	-5.554	-4.985	-4.979	-4.369	31.999	31.752	31.487	32.029
Desvio Padrão	2.895	2.339	2.806	3.506	22.580	27.775	28.228	27.880
Mínimo	-14.185	-9.959	-11.295	-9.228	20.233	20.522	20.912	21.243
Máximo	0.036	0.081	0.000	5.909	127.084	175.547	177.608	176.130
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.538	0.720	0.482		0.811	0.825	0.829
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.521	0.710	0.437		0.800	0.811	0.817

Analisando a Tabela 5.17, é possível verificar que: os valores do coeficiente de correlação de Pearson e Intraclass obtidos para o parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé* variaram consoante a imagem modelo utilizada, sendo que o valor mínimo foi atingido entre os valores da *média das medições* e os valores da *imagem média alinhada 3*; relativamente ao parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé*, este apresentou valores de correlação superiores e todos muito próximos entre si; os valores da média e do desvio padrão foram, em ambos os parâmetros, praticamente os mesmos para as quatro situações; em média, para o pé esquerdo, o pico máximo de pressão situou-se a 5 mm do eixo do pé, na direção medial, e 32 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.18 – Apoio estático, pé esquerdo: *Frame* aleatória - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros *AI* e *MAI*

FRAME ALEATÓRIA - PÉ ESQUERDO								
Indivíduo	Índice do arco plantar				Índice do arco plantar modificado			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	0.080	0.077	0.084	0.079	0.024	0.027	0.029	0.023
2	0.090	0.088	0.095	0.078	0.034	0.036	0.037	0.031
3	0.195	0.191	0.220	0.196	0.087	0.072	0.101	0.074
4	0.141	0.146	0.144	0.141	0.067	0.072	0.069	0.072
5	0.023	0.006	0.065	0.006	0.007	0.003	0.026	0.003
6	0.016	0.034	0.043	0.042	0.005	0.010	0.013	0.014
7	0.021	0.035	0.032	0.034	0.006	0.012	0.013	0.010
8	0.013	0.018	0.012	0.015	0.003	0.006	0.003	0.003
9	0.025	0.031	0.031	0.031	0.009	0.012	0.013	0.014
10	0.012	0.021	0.003	0.003	0.003	0.006	0.002	0.001
11	0.058	0.062	0.065	0.043	0.021	0.025	0.024	0.012
12	0.063	0.064	0.032	0.069	0.024	0.024	0.011	0.028
13	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.001	0.000
14	0.024	0.049	0.050	0.005	0.010	0.022	0.022	0.001
15	0.054	0.053	0.055	0.050	0.016	0.019	0.020	0.018
16	0.026	0.020	0.061	0.073	0.008	0.005	0.024	0.031
17	0.003	0.006	0.000	0.007	0.001	0.002	0.001	0.001
18	0.133	0.169	0.148	0.155	0.043	0.062	0.057	0.053
19	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
20	0.072	0.081	0.079	0.096	0.036	0.043	0.040	0.052
21	0.012	0.022	0.023	0.022	0.003	0.006	0.007	0.007
22	0.139	0.154	0.172	0.149	0.052	0.051	0.066	0.047
23	0.027	0.041	0.031	0.041	0.008	0.014	0.011	0.015
24	0.205	0.189	0.182	0.184	0.096	0.086	0.085	0.081
25	0.084	0.089	0.087	0.079	0.035	0.032	0.034	0.022
26	0.117	0.129	0.124	0.114	0.039	0.043	0.045	0.032
27	0.188	0.198	0.198	0.163	0.082	0.080	0.077	0.057
28	0.024	0.033	0.029	0.032	0.007	0.010	0.009	0.010
29	0.008	0.015	0.010	0.006	0.002	0.003	0.002	0.002
Média	0.064	0.070	0.072	0.066	0.025	0.027	0.029	0.025
Desvio Padrão	0.063	0.063	0.064	0.060	0.028	0.026	0.028	0.024
Mínimo	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Máximo	0.205	0.198	0.220	0.196	0.096	0.086	0.101	0.081
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.985	0.970	0.969		0.977	0.965	0.943
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.982	0.963	0.968		0.973	0.956	0.937

Analisando a Tabela 5.18, é possível verificar que: os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass obtidos em cada parâmetro foram bastante elevados, sendo que os valores obtidos no parâmetro *índice do arco plantar* foram ligeiramente superiores aos valores obtidos no parâmetro *índice do arco plantar modificado*; independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação estabelecidos em cada parâmetro foram próximos entre si; os valores da média e do desvio padrão foram, em ambos os parâmetros, praticamente os mesmos para as quatro situações; em média, para o pé esquerdo, o *AI* obteve um valor de 0.068 e o *MAI* de 0.026.

### **5.3.2 Imagem das pressões médias**

Tal como foi efetuado para a *frame* aleatória, as Tabelas A. 7 e A.8 em Anexo contêm os valores dos parâmetros plantares extraídos da imagem das pressões médias referentes a cada medição e a respetiva média. Relativamente ao valor dos parâmetros plantares retirados a partir das imagens médias alinhadas, estes encontram-se nas Tabelas 5.19–24, nas colunas designadas por *imagem média alinhada 1, 2 e 3*.

#### **5.3.2.1 Determinação dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass**

Nas Tabelas 5.19–24 que se seguem estão contidos, para cada parâmetro, os coeficientes de correlação entre a média dos valores obtidos em cada medição com os valores adquiridos a partir das imagens médias alinhadas.

a. *Pé direito*Tabela 5.19 – Apoio estático, pé direito: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do *COP* face ao eixo e ao limite posterior do pé.

Indivíduo	IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ DIREITO							
	Localização do COP face ao eixo do pé (mm)				Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-1.816	-1.144	-1.647	-2.355	82.830	86.178	83.689	83.365
2	1.588	1.546	1.494	1.751	74.215	76.072	74.155	77.416
3	1.818	2.142	1.630	1.887	81.079	82.176	81.446	81.395
4	-2.089	-0.154	-0.060	-1.425	73.392	72.782	73.433	73.054
5	-0.241	-0.640	0.028	-0.267	67.255	68.052	70.644	67.329
6	0.183	0.773	1.078	0.233	78.091	77.695	78.579	79.016
7	-1.968	-1.452	-2.821	-0.482	86.313	85.048	85.581	87.958
8	-1.724	-1.553	-1.279	-2.855	74.305	74.526	74.738	74.947
9	-1.741	-2.577	-1.971	-2.557	62.873	64.291	65.036	61.987
10	-0.171	-1.502	0.181	-0.535	72.141	74.056	72.300	74.316
11	0.773	1.782	2.672	1.340	90.415	92.121	92.711	91.538
12	-1.257	-0.815	-0.215	-0.581	80.045	79.930	79.587	81.567
13	-2.906	-1.060	-2.913	-2.958	70.638	72.053	71.949	73.733
14	0.597	0.382	1.229	0.193	64.702	64.671	68.234	68.149
15	1.360	3.907	3.423	2.666	73.012	75.448	73.476	72.132
16	-2.684	-2.529	-1.562	-1.809	63.576	62.619	64.500	61.750
17	-1.126	-1.977	-0.968	-2.321	60.333	62.335	60.822	62.704
18	0.675	0.929	-0.594	2.380	74.769	76.413	73.666	76.535
19	4.816	4.394	5.118	4.831	98.019	97.720	98.789	97.072
20	-0.210	-0.691	-0.396	-0.165	63.026	64.720	62.916	64.853
21	1.664	1.683	0.368	0.464	70.698	71.422	71.573	71.359
22	-0.029	0.785	0.528	0.797	65.467	66.701	68.062	68.658
23	-1.065	-0.211	-0.622	-1.368	75.541	76.576	75.920	75.382
24	0.598	2.040	-0.155	0.256	119.128	121.659	121.038	121.545
25	-1.539	-1.575	-1.688	-1.180	88.728	89.144	90.394	87.954
26	-2.429	-2.197	-2.941	-2.377	86.722	89.306	87.802	90.123
27	0.153	0.367	1.205	0.192	68.845	69.782	69.672	66.450
28	0.768	1.548	0.669	0.739	70.963	72.300	71.027	71.451
29	-2.742	-2.509	-1.252	-1.465	93.174	94.430	95.862	94.913
Média	-0.370	-0.011	-0.050	-0.240	76.907	77.939	77.848	77.884
Desvio Padrão	1.744	1.869	1.861	1.853	12.716	12.891	12.835	12.933
Mínimo	-2.906	-2.577	-2.941	-2.958	60.333	62.335	60.822	61.750
Máximo	4.816	4.394	5.118	4.831	119.128	121.659	121.038	121.545
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.890	0.881	0.911		0.996	0.996	0.992
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.873	0.869	0.910		0.993	0.993	0.990

Analisando a Tabela 5.19, é possível verificar que: para cada parâmetro, os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass foram elevados, sendo que os valores obtidos no parâmetro *localização do COP face ao limite posterior do pé* foram relativamente superiores aos valores obtidos no parâmetro *localização do COP face ao eixo*, chegando a atingir valores muito próximos de 1 (um); para ambos os parâmetros os valores dos



coeficientes de correlação mantiveram-se praticamente constantes independentemente da imagem modelo utilizada; os valores da média e do desvio padrão foram, em ambos os parâmetros, praticamente os mesmos para as quatro situações; em média, para o pé direito, o *COP* situou-se a 0.168 mm do eixo do pé, na direção medial, e 78 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.20 – Apoio estático, pé direito: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé.

IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ DIREITO								
Indivíduo	Localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)				Localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-2.681	-3.913	-5.847	-3.997	26.023	29.801	25.337	29.974
2	-5.058	-5.540	-3.641	-5.604	20.618	23.976	20.268	24.325
3	-10.268	-7.545	-5.743	-9.501	24.963	24.593	24.887	24.702
4	-6.474	-1.799	-5.203	-3.241	25.599	27.020	26.015	21.632
5	-6.535	-5.248	-7.231	-3.663	25.754	26.439	30.732	27.469
6	-6.080	-3.705	-3.684	-3.700	22.633	24.086	23.949	24.052
7	-5.030	-3.630	-5.589	-1.794	22.891	24.119	20.492	27.721
8	-4.598	-5.231	-3.413	-5.176	22.372	22.291	22.398	22.358
9	-6.232	-7.535	-3.771	-5.653	25.586	28.257	28.284	28.054
10	-4.269	-3.729	-3.532	-1.974	24.968	26.964	26.487	30.636
11	-2.704	-1.990	-1.944	-5.843	29.455	33.799	30.030	33.109
12	-8.962	-10.557	-6.882	-7.104	24.393	22.873	26.157	27.018
13	-4.429	-1.969	-3.885	-5.843	25.128	25.599	25.251	29.217
14	-7.111	-7.168	-7.147	-6.980	24.234	26.878	26.800	29.869
15	2.984	3.736	0.110	-1.884	22.769	24.404	21.092	20.720
16	-6.047	-5.373	-3.596	-5.371	26.966	26.865	27.023	26.853
17	-5.654	-3.838	-7.495	-7.603	27.245	27.959	24.809	27.929
18	-3.259	-1.931	-5.830	-1.927	23.957	25.128	21.851	25.053
19	33.063	30.757	30.812	32.134	170.601	170.191	174.153	170.728
20	-3.986	-3.488	-5.369	-5.227	26.224	26.163	26.510	29.994
21	-3.379	-5.239	-3.500	-5.288	25.991	22.703	26.251	26.762
22	-5.728	-3.916	-1.978	-3.855	24.446	21.536	25.717	25.057
23	-5.760	-7.651	-3.828	-3.804	26.327	29.116	25.120	24.785
24	-7.880	-1.561	-6.142	-5.677	184.713	189.199	186.622	187.338
25	-3.576	-1.765	-5.408	-0.050	25.452	26.449	23.436	23.208
26	-5.655	-3.802	-5.683	-5.748	23.240	28.674	24.628	28.283
27	-5.266	-3.927	-5.536	-3.902	24.472	25.528	24.629	21.464
28	-5.942	-3.650	-3.746	-5.403	24.317	27.372	24.113	23.382
29	-6.397	-7.746	-3.896	-3.921	21.212	21.408	29.216	25.085
Média	-3.894	-3.067	-3.400	-3.365	35.260	36.531	35.940	36.785
Desvio Padrão	7.480	7.036	6.804	7.112	39.529	39.825	40.125	39.578
Mínimo	-10.268	-10.557	-7.495	-9.501	20.618	21.408	20.268	20.720
Máximo	33.063	30.757	30.812	32.134	184.713	189.199	186.622	187.338
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.965	0.965	0.961		0.999	0.999	0.998
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.958	0.959	0.959		0.998	0.998	0.997

Analisando a Tabela 5.20, é possível verificar que: os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass obtidos para o parâmetro *localização do pico de pressão face ao eixo do pé* foram elevados e muito próximos entre si; relativamente ao parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé*, este atingiu valores de correlação extremamente elevados, próximos de 1 (um); independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação estabelecidos em cada parâmetro foram próximos entre si; os valores da média e do desvio padrão foram, em ambos os parâmetros, praticamente os mesmos para as quatro situações; em média, para o pé direito, o pico máximo de pressão situou-se a 3 mm do eixo do pé, na direção medial, e 36 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.21 – Apoio estático, pé direito: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros *AI* e *MAI*.

IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ DIREITO								
Indivíduo	Índice do arco plantar				Índice do arco plantar modificado			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	0.143	0.120	0.114	0.151	0.045	0.034	0.030	0.051
2	0.047	0.062	0.033	0.067	0.014	0.020	0.008	0.022
3	0.140	0.158	0.152	0.157	0.043	0.047	0.043	0.045
4	0.123	0.112	0.089	0.117	0.052	0.052	0.030	0.054
5	0.130	0.131	0.136	0.103	0.040	0.045	0.049	0.027
6	0.071	0.076	0.070	0.068	0.027	0.029	0.033	0.034
7	0.040	0.043	0.053	0.020	0.016	0.020	0.022	0.006
8	0.001	0.000	0.006	0.002	0.000	0.001	0.001	0.002
9	0.014	0.037	0.031	0.026	0.004	0.013	0.012	0.007
10	0.073	0.091	0.081	0.085	0.024	0.034	0.031	0.034
11	0.170	0.187	0.188	0.154	0.075	0.081	0.082	0.052
12	0.076	0.086	0.033	0.088	0.027	0.029	0.012	0.031
13	0.006	0.008	0.007	0.000	0.002	0.003	0.002	0.001
14	0.114	0.123	0.146	0.107	0.041	0.047	0.059	0.034
15	0.138	0.146	0.161	0.161	0.055	0.036	0.052	0.051
16	0.016	0.057	0.068	0.048	0.004	0.021	0.030	0.018
17	0.000	0.010	0.000	0.015	0.000	0.002	0.000	0.003
18	0.140	0.139	0.134	0.107	0.052	0.053	0.048	0.033
19	0.195	0.202	0.217	0.217	0.129	0.130	0.135	0.133
20	0.079	0.053	0.078	0.094	0.037	0.022	0.043	0.057
21	0.131	0.114	0.116	0.142	0.045	0.034	0.034	0.054
22	0.132	0.137	0.140	0.176	0.052	0.044	0.046	0.082
23	0.025	0.030	0.032	0.026	0.008	0.013	0.012	0.010
24	0.220	0.235	0.245	0.241	0.145	0.158	0.157	0.156
25	0.030	0.010	0.045	0.039	0.010	0.004	0.018	0.012
26	0.007	0.024	0.000	0.000	0.002	0.006	0.000	0.000
27	0.050	0.048	0.081	0.033	0.015	0.011	0.028	0.008
28	0.008	0.009	0.003	0.007	0.002	0.003	0.001	0.002
29	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.001	0.000
Média	0.080	0.084	0.085	0.084	0.033	0.034	0.035	0.035
Desvio Padrão	0.065	0.065	0.069	0.069	0.036	0.036	0.037	0.038
Mínimo	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Máximo	0.220	0.235	0.245	0.241	0.145	0.158	0.157	0.156
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.976	0.956	0.967		0.976	0.963	0.959
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.974	0.953	0.964		0.976	0.962	0.958

Analisando a Tabela 5.21, é possível verificar que: para cada parâmetro, os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass foram bastante elevados; independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação estabelecidos em cada parâmetro foram próximos entre si; os valores da média e do desvio padrão foram, em ambos os parâmetros, praticamente os mesmos para as quatro situações; em média, para o pé direito, o *AI* obteve um valor de 0.083 e o *MAI* de 0.034.

**b. Pé esquerdo**

Tabela 5.22 – Apoio estático, pé esquerdo: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do *COP* face ao eixo e ao limite posterior do pé.

IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ ESQUERDO								
Indivíduo	Localização do COP face ao eixo do pé (mm)				Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-2.064	-2.593	2.035	1.733	73.046	75.572	75.484	74.943
2	0.954	0.507	1.432	0.744	98.777	100.148	100.013	100.683
3	0.971	1.692	1.072	0.327	95.163	96.720	90.258	94.415
4	-0.543	0.452	0.351	-0.823	82.166	84.582	82.491	82.770
5	-1.557	-1.845	-2.504	-1.449	69.417	73.007	73.668	72.129
6	-0.770	-0.101	-0.193	-1.503	74.515	72.613	78.949	77.007
7	0.273	1.344	0.856	1.370	87.487	89.036	88.262	88.132
8	-1.186	-0.191	-1.976	-1.079	64.922	67.522	65.620	66.159
9	-1.776	-0.947	-1.236	-0.451	66.640	69.176	68.943	69.481
10	-1.798	-1.312	-1.419	-1.512	78.682	79.669	79.124	79.038
11	0.235	0.039	1.215	1.652	83.240	83.172	87.288	84.957
12	-1.815	-1.475	-2.371	-0.646	79.758	80.178	82.313	80.988
13	-0.511	-2.509	-2.890	-0.840	79.072	76.949	78.932	80.791
14	-1.566	-1.373	-3.125	-1.159	64.628	67.485	69.113	68.395
15	0.083	-0.645	0.648	-0.230	75.337	76.012	75.856	77.176
16	0.046	0.418	-0.683	0.095	55.654	59.258	57.559	57.269
17	-1.827	-1.773	-2.138	-1.647	87.752	88.407	86.974	89.507
18	1.422	1.178	0.943	2.626	69.756	73.985	71.799	70.642
19	0.235	-0.088	0.178	-0.251	70.229	70.667	68.227	69.007
20	-2.108	-2.543	-1.949	-2.692	67.268	64.867	68.169	68.520
21	-0.755	-1.063	-0.215	-1.608	77.467	81.292	79.398	80.183
22	0.588	1.522	0.875	0.936	69.342	69.523	69.704	70.078
23	-1.606	-1.653	-1.444	-0.930	58.003	59.079	59.823	60.143
24	1.453	1.383	2.594	2.830	87.275	87.524	90.424	87.892
25	-0.763	-1.250	0.145	-0.411	85.854	85.285	88.880	89.527
26	-2.981	-1.388	-0.971	-3.614	99.893	102.639	100.792	102.097
27	1.358	-0.927	-0.203	0.291	78.402	77.083	78.773	77.819
28	1.046	0.870	0.867	1.567	73.168	75.942	74.620	74.897
29	-2.586	-0.636	-2.417	-1.534	101.313	102.680	100.429	103.709
Média	-0.605	-0.514	-0.432	-0.283	77.732	78.968	79.030	79.254
Desvio Padrão	1.300	1.279	1.572	1.518	11.903	11.778	11.369	11.856
Mínimo	-2.981	-2.593	-3.125	-3.614	55.654	59.079	57.559	57.269
Máximo	1.453	1.692	2.594	2.830	101.313	102.680	100.792	103.709
Coefficiente de Correlação de Pearson		0.749	0.675	0.762		0.988	0.986	0.955
Coefficiente de Correlação Intraclass		0.755	0.667	0.738		0.983	0.979	0.987

Analisando a Tabela 5.22, é possível verificar que: o parâmetro *localização do COP face ao limite posterior do pé* obteve valores de correlação bastante elevados e muito próximo entre si; o parâmetro *localização do COP face ao eixo pé* obteve valores de correlação mais baixos, sendo que o valor mínimo de correlação foi atingido quando calculado entre os valores da *média das medições* e os valores da *imagem média alinhada 2*; em ambos os parâmetros, os valores da média e do desvio padrão sofreram pouca variação entre as quatro situações; em média, para o pé esquerdo, o *COP* situou-se a 0,46 mm do eixo do pé, na direção medial, e 79 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.23 – Apoio estático, pé esquerdo: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros localização do pico máximo de pressão face ao eixo e ao limite posterior do pé.

IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ ESQUERDO								
Indivíduo	Localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)				Localização do pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	-2.022	-3.964	1.967	-0.030	24.774	26.152	26.646	26.621
2	-7.467	-3.824	-3.672	-5.583	25.471	24.991	27.538	27.719
3	-1.846	-5.516	-3.711	-2.075	125.320	178.365	170.961	174.970
4	-4.153	-1.668	3.726	-5.157	25.286	29.186	27.942	29.225
5	-7.232	-7.079	-7.265	-3.612	25.787	30.815	30.877	27.088
6	-4.340	-3.674	-3.661	-3.706	20.255	20.206	27.455	24.089
7	-10.437	-3.762	-13.137	-7.469	25.219	24.452	28.292	28.010
8	-6.946	-1.855	-5.196	-1.840	23.625	26.360	25.786	26.139
9	-8.718	-7.463	-7.469	-5.682	24.255	24.254	24.273	24.322
10	-6.019	-5.484	-3.569	-5.398	24.467	23.614	23.201	27.045
11	-4.034	-5.812	-1.967	-4.005	27.328	29.854	33.434	30.040
12	-7.690	-7.176	-6.959	-6.957	27.799	26.908	30.166	30.166
13	-4.934	-3.779	-5.907	-4.058	27.901	25.461	29.533	26.377
14	-6.611	-7.393	-7.255	-3.754	23.699	28.037	27.207	27.900
15	-3.286	-3.943	-1.872	-6.016	24.241	25.689	25.036	29.844
16	-3.014	-5.384	-3.519	-3.562	23.361	26.921	22.543	23.152
17	-6.922	-7.621	-5.690	-5.773	26.883	28.578	27.602	25.018
18	0.643	-1.923	1.890	1.867	21.329	24.999	24.575	24.646
19	-0.688	-2.035	-2.130	-0.031	29.317	30.525	23.397	27.162
20	-7.126	-8.927	-5.427	-5.413	27.657	26.728	30.358	27.010
21	-6.490	-3.559	-7.052	-9.090	21.833	26.696	22.918	23.634
22	-4.665	-5.197	-5.598	-5.137	22.724	22.557	24.256	22.259
23	-6.372	-5.823	-5.976	-5.865	23.715	25.436	25.812	25.138
24	-7.096	-8.105	-7.670	-7.844	26.286	29.876	29.068	29.416
25	-3.649	-5.211	-8.610	-1.726	71.418	22.582	29.565	26.241
26	-7.482	-5.650	-5.672	-3.591	26.870	28.252	24.580	27.996
27	-2.646	4.134	-3.647	-3.702	23.725	22.800	23.660	20.739
28	-7.248	-5.476	-7.246	-5.502	23.541	27.379	27.169	23.843
29	-6.489	-5.814	-5.873	-3.926	25.108	29.421	21.536	25.747
Média	-5.344	-4.793	-4.764	-4.298	29.972	31.624	31.565	31.433
Desvio Padrão	2.546	2.591	3.427	2.420	20.374	28.344	26.964	27.708
Mínimo	-10.437	-8.927	-13.137	-9.090	20.255	20.206	21.536	20.739
Máximo	0.643	4.134	3.726	1.867	125.320	178.365	170.961	174.970
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.487	0.734	0.724		0.891	0.909	0.902
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.483	0.695	0.658		0.847	0.876	0.863

Analisando a Tabela 5.23, é possível verificar que: os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass obtidos para o parâmetro *localização do pico máximo de pressão face*

ao limite posterior do pé foram elevados e semelhantes entre si; relativamente ao parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé*, os valores de correlação obtidos foram próximos entre si com exceção das correlações estabelecidas entre os valores da *média das medições* e os valores da *imagem média alinhada 1*; a *média do pico máximo de pressão face ao eixo* e ao *limite posterior do pé* foi praticamente a mesma para as quatro situações; os valores do desvio padrão para o parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé* foram aproximadamente os mesmos para as quatro situações, contudo *face ao limite posterior* o valor obtido na *média das medições* foi menor comparativamente aos valores obtidos das *imagens médias alinhadas*; em média, para o pé esquerdo, o pico máximo de pressão situou-se a 5 mm do eixo do pé, na direção medial, e 31 mm acima do limite posterior do pé.

Tabela 5.24 – Apoio estático, pé esquerdo: Imagem das pressões médias - correlações de Pearson e Intraclass obtidas para os parâmetros *AI* e *MAI*.

IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ ESQUERDO								
Indivíduo	Índice do arco plantar				Índice do arco plantar modificado			
	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3	Média das medições	Imagem Média Alinhada 1	Imagem Média Alinhada 2	Imagem Média Alinhada 3
1	0.078	0.087	0.046	0.050	0.023	0.032	0.012	0.011
2	0.088	0.072	0.095	0.079	0.034	0.030	0.041	0.032
3	0.210	0.196	0.207	0.194	0.096	0.077	0.085	0.074
4	0.122	0.121	0.146	0.114	0.050	0.046	0.067	0.042
5	0.017	0.055	0.066	0.055	0.005	0.024	0.026	0.021
6	0.017	0.003	0.052	0.012	0.006	0.002	0.021	0.004
7	0.026	0.031	0.030	0.035	0.008	0.012	0.011	0.011
8	0.011	0.015	0.012	0.019	0.003	0.004	0.003	0.004
9	0.031	0.027	0.030	0.033	0.012	0.010	0.012	0.013
10	0.013	0.019	0.005	0.011	0.003	0.005	0.002	0.005
11	0.056	0.060	0.069	0.065	0.021	0.023	0.030	0.027
12	0.070	0.070	0.032	0.074	0.025	0.027	0.010	0.029
13	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
14	0.025	0.048	0.055	0.056	0.009	0.020	0.023	0.025
15	0.048	0.048	0.035	0.055	0.017	0.017	0.008	0.019
16	0.029	0.063	0.016	0.052	0.011	0.027	0.004	0.020
17	0.003	0.000	0.000	0.000	0.001	0.001	0.001	0.001
18	0.132	0.115	0.148	0.112	0.042	0.036	0.058	0.032
19	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
20	0.078	0.065	0.080	0.080	0.038	0.028	0.039	0.041
21	0.016	0.029	0.025	0.010	0.004	0.010	0.007	0.004
22	0.141	0.154	0.178	0.178	0.054	0.051	0.070	0.069
23	0.037	0.036	0.003	0.039	0.011	0.013	0.001	0.015
24	0.213	0.206	0.221	0.191	0.103	0.104	0.110	0.088
25	0.061	0.071	0.100	0.112	0.021	0.020	0.041	0.041
26	0.110	0.134	0.117	0.137	0.035	0.046	0.033	0.046
27	0.187	0.202	0.206	0.164	0.084	0.080	0.085	0.063
28	0.024	0.027	0.031	0.027	0.007	0.010	0.010	0.009
29	0.005	0.011	0.008	0.008	0.001	0.003	0.002	0.003
Média	0.064	0.068	0.069	0.068	0.025	0.026	0.028	0.026
Desvio Padrão	0.063	0.061	0.069	0.059	0.029	0.026	0.030	0.024
Mínimo	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Máximo	0.213	0.206	0.221	0.194	0.103	0.104	0.110	0.088
Coeficiente de Correlação de Pearson		0.976	0.953	0.953		0.967	0.946	0.939
Coeficiente de Correlação Intraclass		0.974	0.948	0.951		0.962	0.941	0.927

Analisando a Tabela 5.24, é possível verificar que: para ambos os parâmetros, os valores dos coeficientes de correlação de Pearson e Intraclass foram bastante elevados, sendo que os valores obtidos no parâmetro *índice do arco plantar* foram ligeiramente superiores aos valores obtidos no parâmetro *índice do arco plantar modificado*; independentemente da imagem modelo utilizada, os valores de correlação obtidos em cada parâmetro foram muito próximos entre si; em ambos os parâmetros, os valores da média e do desvio padrão sofreram pouca variação entre as quatro situações; em média, para o pé esquerdo, o *AI* obteve um valor de 0.067 e o *MAI* de 0.026.

### 5.3.4 *Frame* aleatória vs Imagem das pressões médias

Tal como no apoio dinâmico foram criados, através da média do valor dos parâmetros obtidos em cada uma das medições, os gráficos comparativos das Figuras 5.10–15. Estes comparam os resultados obtidos para cada parâmetro, quando utilizada a *frame* aleatória e a imagem das pressões médias

#### a. *Pé direito*

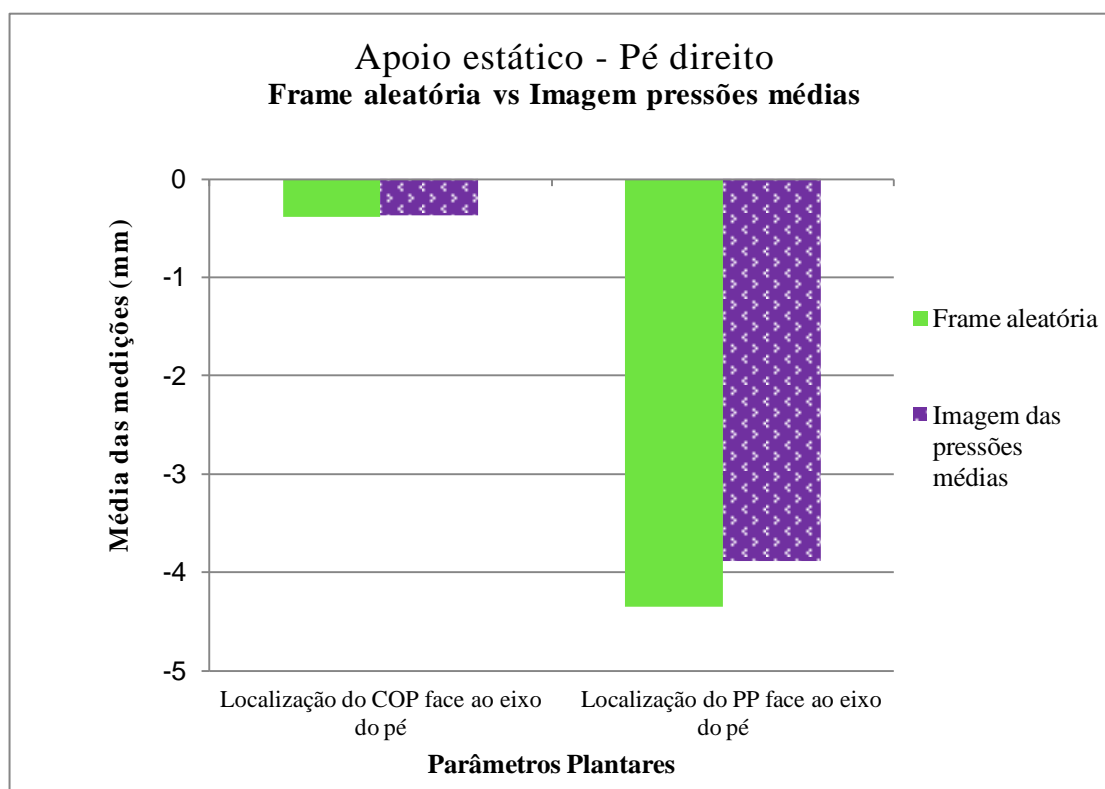


Figura 5.10 – *Frame* aleatória vs imagem média das pressões: Localização do *COP* e do *PP* face ao eixo do pé direito.

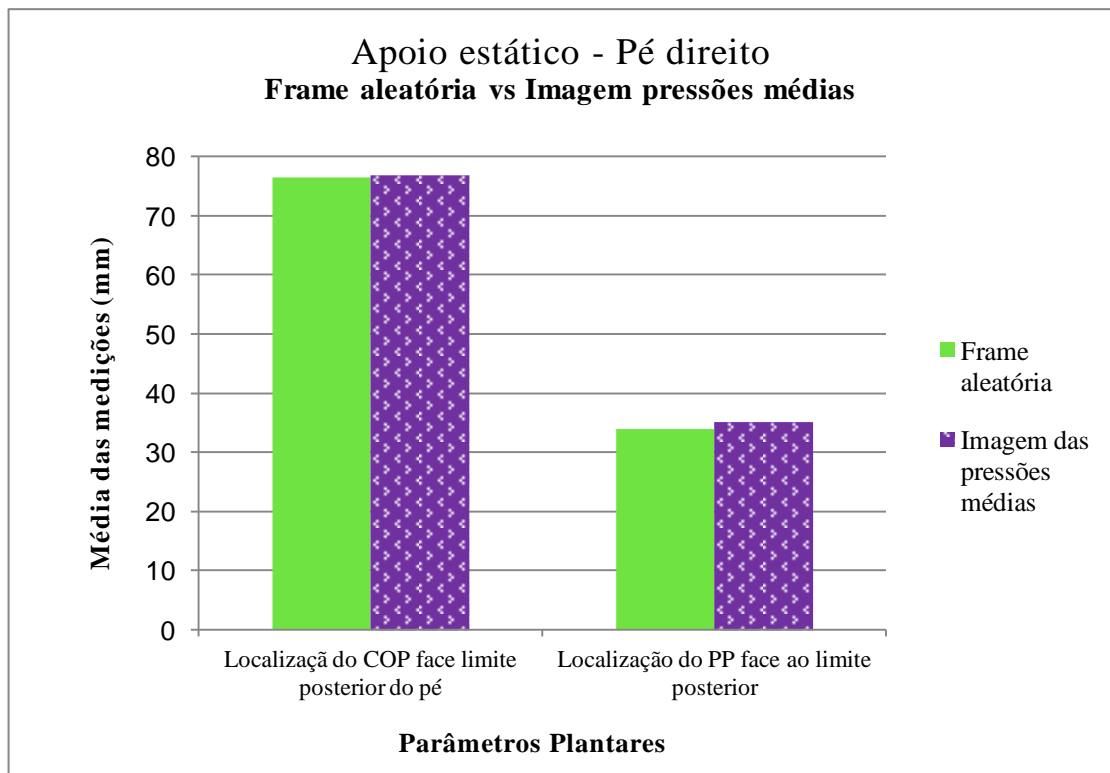


Figura 5.11 – *Frame* aleatória vs Imagem média das pressões: Localização do *COP* e do *PP* face ao limite posterior do pé direito.

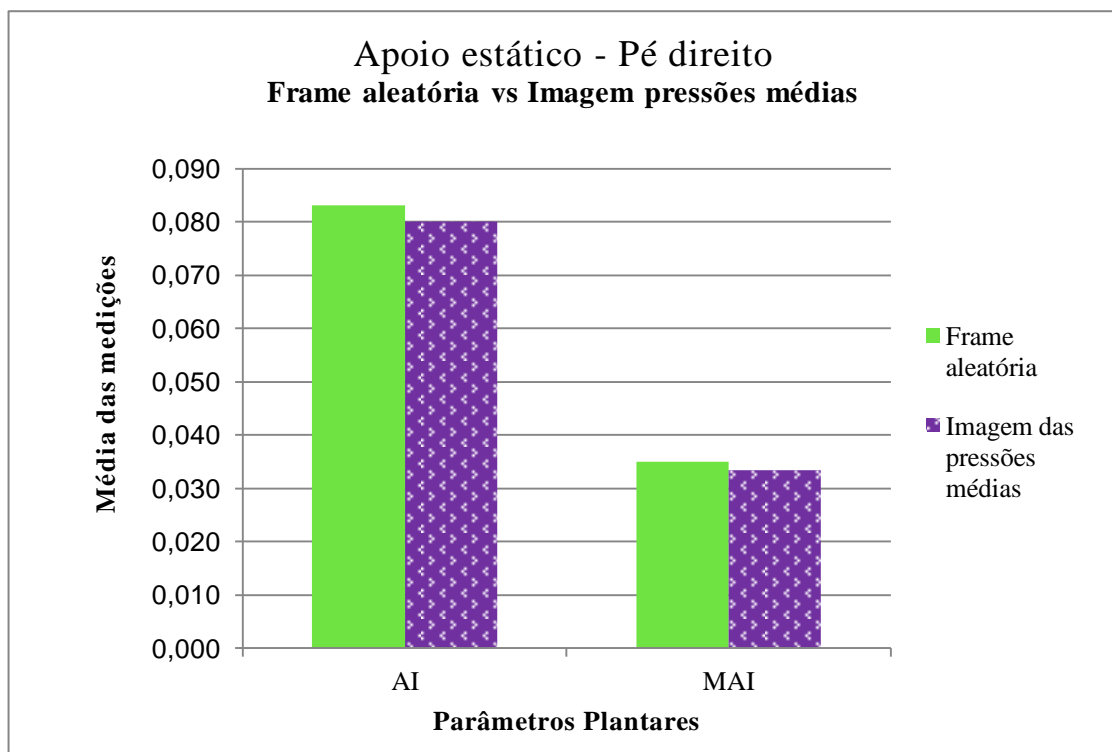


Figura 5.12 – *Frame* aleatória vs Imagem média das pressões: *AI* e *MAI* pé direito.

Tal como se pode verificar através da análise dos gráficos das Figuras 5.10–12, os valores dos parâmetros plantares obtidos a partir da *frame* aleatória foram muito semelhantes aos valores obtidos através da imagem das pressões médias. As diferenças existentes são mínimas, na medida em que a unidade de medição é o milímetro, com exceção dos parâmetros *AI* e *MAI*.

b. *Pé esquerdo*

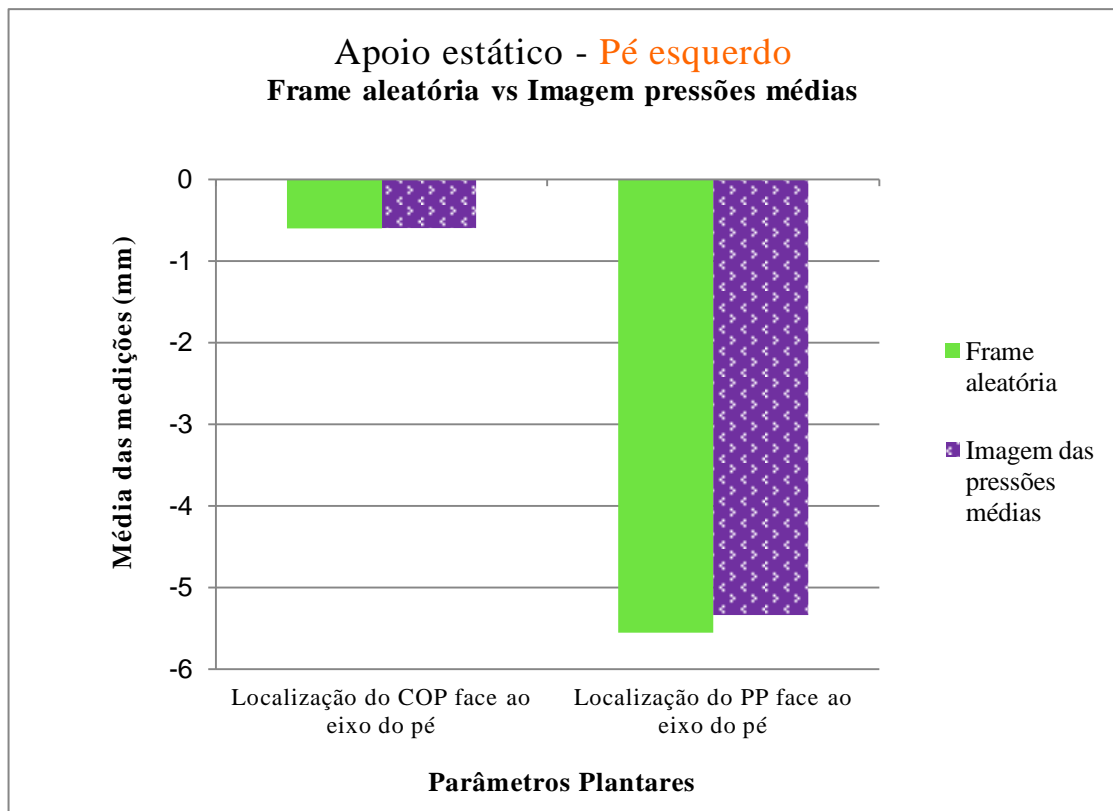


Figura 5.13 – *Frame* aleatória vs Imagem média das pressões: Localização do *COP* e do *PP* face ao eixo do pé esquerdo.



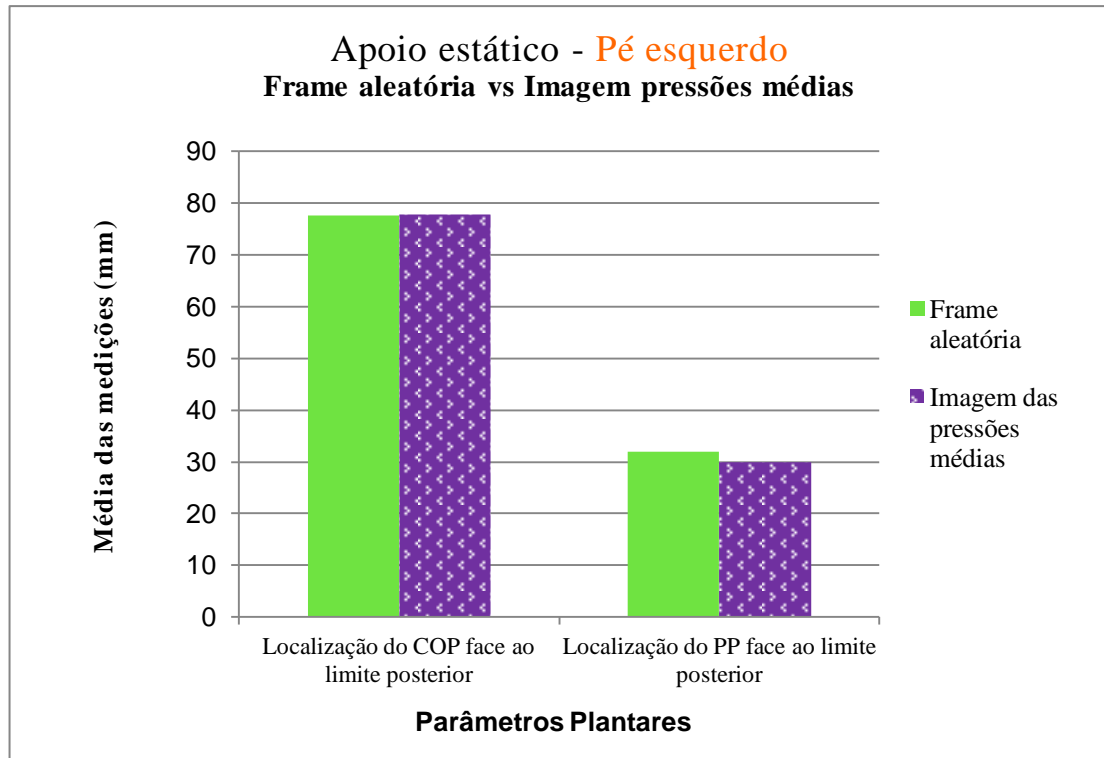


Figura 5.14 – *Frame* aleatória vs Imagem média das pressões: Localização do *COP* e do *PP* face ao limite posterior do pé esquerdo.

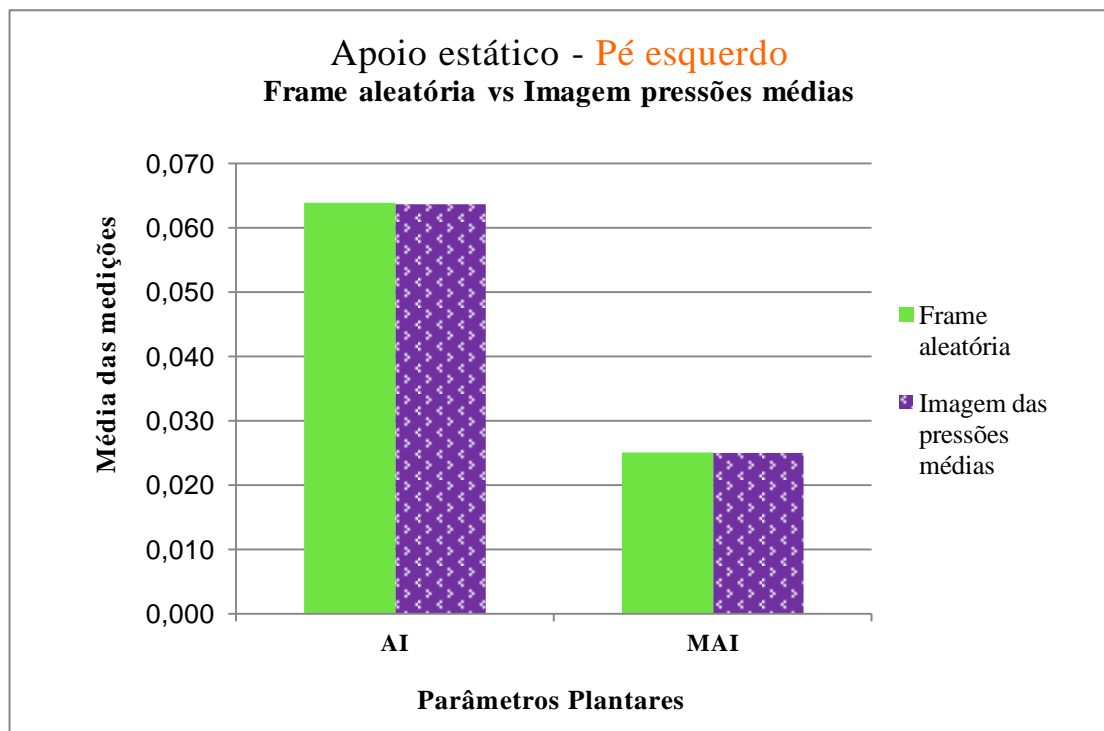


Figura 5.15– *Frame* aleatória vs Imagem média das pressões: *AI* e *MAI* pé esquerdo

No caso do pé esquerdo, é possível verificar que o valor dos parâmetros plantares obtidos a partir da *frame* aleatória foi praticamente idêntico ao valor obtido através da imagem das pressões médias.

## 5.4 Conclusão

### 5.4.1 Apoio dinâmico

Os parâmetros localização do *COP* face ao eixo do pé, localização do *COP* face ao limite posterior, *AI* e *MAI*, apresentaram em ambos os pés valores de correlação bastante elevados, independentemente da imagem representativa utilizada.

Para ambos os pés, o parâmetro localização do *COP* face ao limite posterior do pé apresentou valores de correlação superiores ao parâmetro localização do *COP* face ao eixo, independentemente da imagem representativa utilizada.

Em ambos os pés, o parâmetro *MAI* apresentou valores de correlação ligeiramente superiores ao parâmetro *AI*, independentemente da imagem representativa utilizada.

Independentemente da imagem representativa utilizada, os valores de correlação estabelecidos para cada parâmetro sofreram pouca variação quando utilizadas diferentes imagens modelo.

De uma forma geral, os valores de correlação mais baixos foram obtidos no parâmetro *localização do Pico de Pressão* e os valores mais elevados no parâmetro *MAI*.

### 5.4.2 Apoio estático

Os parâmetros localização do *COP* face ao eixo do pé, localização do *COP* face ao limite posterior, *AI* e *MAI*, apresentaram em ambos os pés valores de correlação consideravelmente elevados, independentemente da imagem representativa utilizada.

Para ambos os pés e independentemente da imagem representativa utilizada, o parâmetro localização do *COP face ao limite posterior do pé* apresentou valores de correlação superiores ao parâmetro localização do *COP face ao eixo*. O mesmo foi verificado no parâmetro *pico máximo de pressão*.

Em ambos os pés, o parâmetro *AI* apresentou valores de correlação ligeiramente superiores ao parâmetro *MAI*, independentemente da imagem representativa utilizada.

Os valores de correlação estabelecidos para cada parâmetro sofreram pouca variação quando utilizadas diferentes imagens modelo, com exceção do parâmetro *localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé*.

De uma forma geral, os valores de correlação mais baixos foram obtidos no parâmetro *localização do pico máximo de pressão* e os valores mais elevados no parâmetro *localização do COP face ao limite posterior do pé*.

## **CAPÍTULO VI – CONCLUSÕES E PERSPETIVAS DE TRABALHO FUTURO**

- 6.1.1 Conclusões específicas
- 6.1.2 Conclusões gerais
- 6.1.3 Perspetivas de trabalho futuro

## **6.1 Conclusões e perspectivas de trabalho futuro**

### **6.1.1 Conclusões específicas**

Com a realização da presente Dissertação foi possível verificar que para ambos os tipos de apoio, estático e dinâmico, os valores dos parâmetros plantares obtidos da imagem média construída a partir dos sucessivos apoios foram semelhantes à média dos valores desses parâmetros obtidos a partir de cada um dos apoios.

Assim sendo, é possível concluir que para obter uma estimativa dos valores médios dos parâmetros plantares considerados é suficiente extrair o seu valor a partir da imagem média alinhada.

Quer para o apoio dinâmico, quer para o apoio estático, verificou-se que a imagem que serve de modelo ao alinhamento das restantes não tem influência significativa sobre o valor dos parâmetros plantares.

Com exceção do parâmetro localização do pico máximo de pressão face ao eixo do pé, os parâmetros plantares apresentaram de um modo geral valores de correlação elevados em ambos os tipos de apoio, sem diferenças significativas quando utilizada para análise diferentes imagens representativas do apoio.

### **6.1.2 Conclusões gerais**

O presente estudo pode vir a contribuir para uma melhoria da prática clínica, na medida em que a imagem média alinhada poderá vir a ser utilizada em diversos estudos, diminuindo assim o trabalho e tempo despendidos pelos profissionais de saúde na análise da pressão plantar exercida por um dado indivíduo ou população.

Como conclusão final, o trabalho desenvolvido esteve de acordo com o planificado, sendo os objetivos estabelecidos alcançados.

### **6.1.3 Perspetivas de trabalho futuro**

Como perspetivas de trabalho futuro pretende-se: aumentar a amostra, incluindo mais indivíduos do sexo masculino; alargar o estudo a outros parâmetros plantares; verificar se existem diferenças significativas nos resultados obtidos quando escolhidas para análise diferentes *frames*, extraídas ambas do período mais estável; e estudar apoios dinâmicos completos, isto é, estudar toda a sequência temporal do apoio dinâmico, em vez de estudar o apoio com base numa só imagem construída a partir do mesmo.

---

## **REFERÊNCIAS**

## Referências

- Abboud, R. J. (2002) - "(i) Relevant foot biomechanics". *Current Orthopaedics* - **16**(3): 165-179.
- Abboud, R. J., D. I. Rowley and R. W. Newton (2000) - "Lower limb muscle dysfunction may contribute to foot ulceration in diabetic patients". *Clinical Biomechanics* - **15**(1): 37-45.
- Abouaisha, F., C. H. M. van Schie, G. D. Griffiths, et al. (2001) - "Plantar tissue thickness is related to peak plantar pressure in the high-risk diabetic foot". *Diabetes Care* - **24**(7): 1270-1274.
- Abrantes, J. M. C. S. and L. F. F. Santos (2011). Technologies for Medical Sciences - "*Plantar pressure assessment: A new tool for postural instability diagnosis in Multiple Sclerosis*".
- Actis, R. L., L. B. Ventura, D. J. Lott, et al. (2008) - "Multi-plug insole design to reduce peak plantar pressure on the diabetic foot during walking". *Medical and Biological Engineering and Computing* - **46**(4): 363-371.
- Akins, J. S., K. A. Keenan, T. C. Sell, et al. (2012) - "Test-retest reliability and descriptive statistics of geometric measurements based on plantar pressure measurements in a healthy population during gait". *Gait & Posture* - **35**(1): 167-169.
- Americanas.com (2011) - "Bota imobilizadora", from <http://www.americanas.com.br/produto/5996438/belezaesaude/ortopediaefisioterapia/p-rodutosortopedicos/bota-imobilizadora-longa-preta-dilepe>.
- Aminian, K., B. Najafi, C. Büla, et al. (2002) - "Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes". *Journal of Biomechanics* - **35**(5): 689-699.
- Araujo, A. F. d. (2010) - "Novas metodologias para análise de órgãos e músculos a partir de imagens médicas - aplicações à cavidade pélvica ". 1-37. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto.
- Ashburner, J. and K. J. Friston (2007). Statistical parametric mapping: the analysis of functional brain images - "*Rigid Body Registration*". K. J. Friston, J. Ashburner, S. J. Kiebele et al, Academic Press.
- Aurichio, T. R., J. R. Rebelatto and A. P. Castro (2011) - "The relationship between the body mass index (BMI) and foot posture in elderly people". *Archives of Gerontology and Geriatrics* - **52**(2): e89-e92.
- Aveimedica (2011) - "Sapato pós-operatório", from <http://www.aveimedica.pt/produtos/images/200093014g.jpg>.
- Bastos, M. L. F. S. and J. M. R. S. Tavares (2004) - "Improvement of modal matching image objects in dynamic pedobarography using optimization techniques". *Articulated Motion and Deformable Objects: Third International Workshop, AMDO Spain*.
- Billis, E., E. Katsakiori, C. Kapodistrias, et al. (2007) - "Assessment of foot posture: correlation between different clinical techniques". *The Foot* - **17**(2): 65-72.
- Birtane, M. and H. Tuna (2004) - "The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults". *Clinical Biomechanics* - **19**(10): 1055-1059.
- Boda, S., (2009) - "*Feature-based image registration* ", MSc. Department of Electronics and Communication Engineering National Institute of Technology Rourkela.
- Borsdorf, A., R. Raupach, T. Flohr, et al. (2008) - "Wavelet based noise reduction in CT-images using correlation analysis". *IEEE Transactions on Medical Imaging*.
- Brown, L. G. (1992) - "A survey of image registration techniques". *ACM Computing Surveys* - **24**(4): 325-376.
- Burnfield, J. M., C. D. Few, O. S. Mohamed, et al. (2004) - "The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults". *Clinical Biomechanics* - **19**(1): 78-84.
- Burns, J., J. Crosbie, A. Hunt, et al. (2005) - "The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure". *Clinical Biomechanics* - **20**(9): 877-882.
- Bus, S. A., M. Maas, A. de Lange, et al. (2005) - "Elevated plantar pressures in neuropathic diabetic patients with claw/hammer toe deformity". *Journal of Biomechanics* - **38**(9): 1918-1925.
- Bus, S. A., R. W. M. van Deursen, R. V. Kanade, et al. (2009) - "Plantar pressure relief in the diabetic foot using forefoot offloading shoes". *Gait & Posture* - **29**(4): 618-622.



- Camarda, P. (2011) - "Gazeta Esportiva." from <http://www.gazetaesportiva.net/blogs/cienciadoesporte/files/2011/07/Corrida-2.jpg>.
- Castro, F. M., (2007) - "*Estudo baropodométrico de pacientes com diabetes mellitus tipo 2*", MSc. Universidade de Fortaleza, Fortaleza.
- Castro, M. P., (2010) - "*Análise das forças e pressões plantares durante a marcha de pessoas com amputação transfemoral*", MSc. Faculdade de desporto da Universidade do Porto, Porto.
- Chang, B.-C., J.-Y. Wang, B.-S. Huang, et al. (2012) - "Dynamic impression insole in rheumatoid foot with metatarsal pain". *Clinical Biomechanics* - **27**(2): 196-201.
- Chang, W.-N., A. I. Tsirikos, F. Miller, et al. (2004) - "Impact of changing foot progression angle on foot pressure measurement in children with neuromuscular diseases". *Gait & Posture* - **20**: 14-19.
- Chesnin, K. J., L. Selby-Silverstein and M. P. Besser (2000) - "Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements". *Gait & Posture* - **12**(2): 128-133.
- Chevalier, T. L., H. Hodgins and N. Chockalingam (2010) - "Plantar pressure measurements using an in-shoe system and a pressure platform: a comparison". *Gait & Posture* - **31**(3): 397-399.
- Chiappin, D., (2007) - "*A importância da análise do apoio plantar em idosos: um estudo comparativo entre jovens e idosos.*", MSc. Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.
- Chu, W. C., S. H. Lee, W. Chu, et al. (1995) - "The use of arch index to characterize arch height: a digital image processing approach". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* - **42**(11): 1088-1093.
- Chung, M.-J. and M.-J. Wang (2011) - "Gender and walking speed effects on plantar pressure distribution for adults aged 20–60 years". *Ergonomics* - **55**(2): 1-7.
- Corriveau, H., R. Hébert, F. Prince, et al. (2001) - "Postural control in the elderly: an analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* - **82**: 80-85.
- Cousins, S. D., S. C. Morrison and W. I. Drechsler (2012) - "The reliability of plantar pressure assessment during barefoot level walking in children aged 7-11 years". *Journal of Foot and Ankle Research* - **5**(8).
- Crosbie, J., J. Burns and R. A. Ouvrier (2008) - "Pressure characteristics in painful pes cavus feet resulting from Charcot–Marie–Tooth disease". *Gait & Posture* - **28**(4): 545-551.
- Curran, S. A., D. Upton and I. D. Learmonth (2005) - "Dynamic and static footprints: comparative calculations for angle and base of gait". *The Foot* - **15**(1): 40-46.
- De Cock, A., J. Vanrenterghem, T. Willems, et al. (2008) - "The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function". *Gait & Posture* - **27**(4): 669-675.
- De Cock, A., T. Willems, E. Witvrouw, et al. (2006) - "A functional foot type classification with cluster analysis based on plantar pressure distribution during jogging". *Gait & Posture* - **23**(3): 339-347.
- Deleu, P. A., T. Leemrijse, B. Vandeleene, et al. (2010) - "Plantar pressure relief using a forefoot offloading shoe". *Foot and Ankle Surgery* - **16**(4): 178-182.
- Doyle, R. J., E. T. Hsiao-Wecksler, B. G. Ragan, et al. (2007) - "Generalizability of center of pressure measures of quiet standing". *Gait & Posture* - **25**(2): 166-171.
- Drake, R., A. W. M. Mitchell and W. Volg (2004) - *Gray's Anatomy for Students*. Churchill Livingstone.
- Duarte, M. and S. M. S. F. Freitas (2010) - "Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio". *Revista Brasileira de Fisioterapia* - **4**(3): 183-192.
- Efstathia, S., (2006) - "*Biofeedback methods for motor rehabilitation*", Patras.
- Elftman, H. (1934) - "A cinematic study of the distribution of pressure in the human foot". *The Anatomical Record* - **59**(4): 481-491.
- Ellis, S., H. Stoecklein, J. Yu, et al. (2011) - "The Accuracy of an Automasking Algorithm in Plantar Pressure Measurements". *HSS Journal* - **7**(1): 57-63.
- Erdemir, A., J. J. Saucerman, D. Lemmon, et al. (2005) - "Local plantar pressure relief in therapeutic footwear: design guidelines from finite element models". *Journal of Biomechanics* - **38**(9): 1798-1806.
- Faria, A., R. Gabriel, J. Abrantes, et al. (2010) - "The relationship of body mass index, age and triceps-surae musculotendinous stiffness with the foot arch structure of postmenopausal women". *Clinical Biomechanics* - **25**(6): 588-593.

- Ferrario, V. F., C. Sforza, J. H. Schmitz, et al. (1996) - "Occlusion and center of foot pressure variation: Is there a relationship?". *The Journal of prosthetic dentistry* - **76**(3): 302-308.
- Filippin, N., V. Barbosa, I. Sacco, et al. (2007) - "Efeito da obesidade na distribuição da pressão plantar em crianças". *Revista Brasileira de Fisioterapia* - **11**(6): 495-501.
- Filoni, E., (2009) - "*Índice do arco plantar, linha de feiss, classificação de viladot e índice na Staheli, para avaliação do Arco Longitudinal e medial do pé em adolescentes praticantes de futebol feminino*", MSc. Universidade Estadual de Campinas.
- Filoni, E., J. Martins Filho, R. K. Fukuchi, et al. (2009) - "Comparação entre índices do arco plantar". *Motriz: Revista de Educação Física* - **15**(4): 850-860.
- Finch, P. M. (1999) - "Technology in biomedicine: the EMED pedar pressure measurement system". *The Foot* - **9**(1): 1-5.
- Firle, E. A., S. Wesarg and C. Dold (2004) - "Mutual-information-based registration for ultrasound and CT datasets". *SPIE - The International Society for Optical Engineering* - **5370**: 1130-1138.
- Foskey, M., B. Davis, L. Goyal, et al. (2005) - "Large deformation 3D image registration in image-guided radiation therapy". *Physics in Medicine and Biology* - **50**(24): 5869–5892.
- Fourchet, F., L. Kelly, C. Horobeanu, et al. (2012) - "Comparison of plantar pressure distribution in adolescent runners at low vs. high running velocity". *Gait & Posture* - **35**(4): 685-687.
- Fradet, L., J. Siegel, M. Dahl, et al. (2009) - "Spatial synchronization of an insole pressure distribution system with a 3D motion analysis system for center of pressure measurements". *Medical and Biological Engineering and Computing* - **47**(1): 85-92.
- Gaino, M. R. C., (2009) - "*Projecto e Desenvolvimento de um Dispositivo de Avaliação do Rolamento do Pé de Idosos Durante a Marcha*", MSc. Engenharia Mecânica. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil.
- Giacomozzi, C. (2011). Biomechanics in Applications - "*Potentialities and Criticalities of Plantar Pressure Measurements in the Study of Foot Biomechanics: Devices, Methodologies and Applications*". V. Klika, InTech.
- Giacomozzi, C. and F. Martelli (2006) - "Peak pressure curve: An effective parameter for early detection of foot functional impairments in diabetic patients". *Gait & Posture* - **23**(4): 464-470.
- Gill, S., (2009) - "*Biomechanically constrained ultrasound to computed tomography registration of the lumbar spine*", MSc. Queen's University, Canada.
- Gonzalez, R. and R. Woods (2008) - *Digital image processing*. Prentice Hall.
- Gooya, A., G. Biros and C. Davatzikos (2011) - "Deformable registration of glioma images using EM algorithm and diffusion reaction modeling". *IEEE Transactions on Medical Imaging* - **30**(2): 375-390.
- Goryachev, Y., E. M. Debbi, A. Haim, et al. (2011) - "Foot center of pressure manipulation and gait therapy influence lower limb muscle activation in patients with osteoarthritis of the knee". *Journal of Electromyography and Kinesiology* - **21**(5): 704-711.
- Guldemon, N. A., P. Leffers, N. C. Schaper, et al. (2007) - "The effects of insole configurations on forefoot plantar pressure and walking convenience in diabetic patients with neuropathic feet". *Clinical Biomechanics* - **22**(1): 81-87.
- Gurney, J. K., U. G. Kersting and D. Rosenbaum (2008) - "Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population". *Gait & Posture* - **27**(4): 706-709.
- Haim, A., N. Rozen and A. Wolf (2010) - "The influence of sagittal center of pressure offset on gait kinematics and kinetics". *Journal of Biomechanics* - **43**(5): 969-977.
- Harrison, A. J. and P. J. Hillard (2000) - "A moment-based technique for the automatic spatial alignment of plantar pressure data". *Proceedings of the Institute of Mechanical Engineers* - **214**(3): 257-264.
- Hessert, M. J., M. Vyas, J. Leach, et al. (2005) - "Foot pressure distribution during walking in young and old adults". *BMC Geriatrics* - **5**(8): 1-8.
- Hill, D. L. G., P. G. Batchelor, M. Holden, et al. (2001) - "Medical image registration". *Physics in Medicine and Biology* - **46**(3).
- Höhne, A., C. Stark and G.-P. Brüggemann (2009) - "Plantar pressure distribution in gait is not affected by targeted reduced plantar cutaneous sensation". *Clinical Biomechanics* - **24**(3): 308-313.
- Hughes, J., L. Pratt, K. Linge, et al. (1991) - "Reliability of pressure measurements: the EMED F system". *Clinical Biomechanics* - **6**(1): 14-18.

- Jacob, F. L., (2008) - "*Alinhamento de estruturas em imagens médicas: estudo, desenvolvimento e aplicação*", MSc. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Jacob, F. L., J. M. R. S. Tavares and A. M. Reis (2009) - "Algoritmos para alinhamento de imagens médicas: princípios e aplicação em imagens de esclerose múltipla". 3º *Congresso Nacional de Biomecânica*.
- Jamshidi, N., M. Rostami, S. Najarian, et al. (2010) - "Differences in center of pressure trajectory between normal and steppage gait". *Journal of Research in Medical Sciences* - **15**(1): 1-8.
- Jonely, H., J.-M. Brismée, P. S. Sizer, et al. (2011) - "Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking". *Clinical Biomechanics* - **26**(8): 873-879.
- Kaneko, S. i., Y. Satoh and S. Igarashi (2003) - "Using selective correlation coefficient for robust image registration". *Pattern Recognition* - **36**(5): 1165-1173.
- Kärki, S., J. Lekkala, T. Kaistila, et al. (2009) - "Plantar pressure distribution measurements: an approach to different methods to compute a pressure map". *XIX IMEKO World Congress - Fundamental and Applied Metrology*, Lisbon, Portugal.
- Karlsson, A. and G. Frykberg (2000) - "Correlations between force plate measures for assessment of balance". *Clinical Biomechanics* - **15**(5): 365-369.
- Kavros, S. J., M. G. Van Straaten, K. A. Coleman Wood, et al. (2011) - "Forefoot plantar pressure reduction of off-the-shelf rocker bottom provisional footwear". *Clinical Biomechanics* - **26**(7): 778-782.
- Keijsers, N. L. W., N. M. Stolwijk, B. Nienhuis, et al. (2009) - "A new method to normalize plantar pressure measurements for foot size and foot progression angle". *Journal of Biomechanics* - **42**(1): 87-90.
- Kennedy, P. M. and J. T. Inglis (2002) - "Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole". *The Journal of Physiology* - **538**(3): 995-1002.
- King, A., K. Rhode, Y. Ma, et al. (2010) - "Registering preprocedure volumetric images with intraprocedure 3-D ultrasound using an ultrasound imaging model". *IEEE Transactions on Medical Imaging* - **29**(3): 924-937.
- Latour, E., M. Latour, J. Arlet, et al. (2011) - "Gait functional assessment: spatio-temporal analysis and classification of barefoot plantar pressure in a group of 11–12-year-old children". *Gait & Posture* - **34**(3): 415-420.
- Leite, C. E. C., P. N. Nonaka, D. C. L. Ribeiro, et al. (2008) - "Software para extração de dados e análise estabilométrica". *Terapia Manual* - **6**(26): 1-6.
- Lin, D., H. Seol, M. A. Nussbaum, et al. (2008) - "Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences". *Gait & Posture* - **28**(2): 337-342.
- Livyatan, H. and Z. Yaniv (2003) - "Gradient-based 2-D/3-D rigid registration of fluoroscopic X-ray to CT.". *IEEE Transactions on Medical Imaging* - **22**(11): 1395-1406.
- Loftus. (2012) - "Basic biomechanics." from [www.wefixfeet.ca/images/pdf/biomechanics.pdf](http://www.wefixfeet.ca/images/pdf/biomechanics.pdf).
- Ma, Z., J. M. R. S. Tavares, R. N. Jorge, et al. (2009) - "A review of algorithms for medical image segmentation and their applications to the female pelvic cavity". *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* - **13**(2): 235-246.
- MacWilliams, B. A., M. Cowley and D. E. Nicholson (2003) - "Foot kinematics and kinetics during adolescent gait". *Gait & Posture* - **17**(3): 214-224.
- Magalhães, E., (2007) - "*Efeito do uso de palmilhas no tratamento de pés reumatóides*", PhD. Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- Maintz, J. B. A. and M. A. Viergever (1998) - "A survey of medical image registration". *Medical Image Analysis* - **2**(1): 1-36.
- Mann, L., J. F. Kleinpaul, C. S. Teixeira, et al. (2008) - "A utilização de diferentes bases de apoio com e sem informação visual na manutenção do equilíbrio corporal de idosas". *Técnicas em Otorrinolaringologia* - **26**(4): 216-221.
- Mao, D. W., J. X. Li and Y. Hong (2006) - "The duration and plantar pressure distribution during one-leg stance in Tai Chi exercise". *Clinical Biomechanics* - **21**(6): 640-645.
- Maribo, T., K. Stengaard-Pedersen, L. D. Jensen, et al. (2011) - "Postural balance in low back pain patients: Intra-session reliability of center of pressure on a portable force platform and of the one leg stand test". *Gait & Posture* - **34**(2): 213-217.
- Martinez-Nova, A., J. C. Cuevas-García, J. Pascual-Huerta, et al. (2007) - "BioFoot in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability". *The Foot*.
- Maurer, C. R. and J. M. Fitzpatrick (1993). Interactive Image-Guided Neurosurgery - "A Review of medical image registration". R. J. Maciunas: 17-44.

- McCrory, J. L., M. J. Young, A. J. M. Boulton, et al. (1997) - "Arch index as a predictor of arch height". *The Foot* - **7**(2): 79-81.
- Melai, T., T. H. Ijzerman, N. C. Schaper, et al. (2011) - "Calculation of plantar pressure time integral, an alternative approach". *Gait & Posture* - **34**(3): 379-383.
- Mizelle, C., M. Rodgers and L. Forrester (2006) - "Bilateral foot center of pressure measures predict hemiparetic gait velocity". *Gait & Posture* - **24**(3): 356-363.
- Monteiro, F. J. C., (2007) - "*Region-based spatial and temporal image segmentation*", PhD. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Monteiro, H. (2008) - "Pé Plano e Pé Cavo ", from <http://fisiosaude-ce.blogspot.com/2008/09/p-plano-e-p-cavo.html>.
- Monteiro, M., R. Gabriel, J. Aranha, et al. (2010) - "Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women". *Clinical Biomechanics* - **25**(5): 461-467.
- Morong, D. and M. Morong. (2012) - "Forward Arch® - Common foot problems." from <http://www.forwardarch.com/common-foot-problems.html>.
- Mueller, M. J., D. Zou and D. J. Lott (2005) - "'Pressure Gradient' as an indicator of plantar skin injury". *Diabetes Care* - **28**(12): 2908-2912.
- Nakhaee, Z., A. Rahimi, M. Abaee, et al. (2008) - "The relationship between the height of the medial longitudinal arch (MLA) and the ankle and knee injuries in professional runners". *The Foot* - **18**(2): 84-90.
- Nawata, K., S. Nishihara, I. Hayashi, et al. (2005) - "Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: preliminary report". *Journal of Orthopaedic Science* - **10**: 298-301.
- Nazario, P., J. Santos and A. Avila (2010) - "Comparação da distribuição de pressão plantar em sujeitos com pés normais e com pés planos durante a marcha". *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*.
- Novel.de. (2011) - "Pedar insole." from <http://novel.de/novelcontent/pedar>.
- Novel.de. (2012) - "Emed Platform." from <http://www.novel.de/novelcontent/images/stories/download/novelpictures/web/emed-platform6%28c%29novel.jpg>.
- Nurse, M. A. and B. M. Nigg (2001) - "The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity". *Clinical Biomechanics* - **16**(9): 719-727.
- Oddsson, L. I. E., C. J. De Luca and P. F. Meyer (2004) - "The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance". *Experimental Brain Research* - **156**(4): 505-512.
- Oliveira, F. P. M. (2009) - "Emparelhamento e alinhamento de estruturas em visão computacional: aplicações em imagens médicas". 1-68. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto.
- Oliveira, F. P. M., T. C. Pataky and J. M. R. S. Tavares (2010) - "Registration of pedobarographic image data in the frequency domain". *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* - **13**(6): 731-740.
- Oliveira, F. P. M., A. Sousa, R. Santos, et al. (2011a) - "Spatio-temporal alignment of pedobarographic image sequences". *Medical and Biological Engineering and Computing*: 8.
- Oliveira, F. P. M., A. Sousa, R. Santos, et al. (2011b) - "Towards an efficient and robust foot classification from pedobarographic images". *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*: 1-8.
- Oliveira, F. P. M. and J. M. R. S. Tavares (2010) - "Alinhamento computacional de imagens de pedobarografia estática e dinâmica". *Saúde em Pé - Revista da Associação Portuguesa de Podologia* - **21**: 10-11.
- Oliveira, F. P. M. and J. M. R. S. Tavares (2011a) - "Alinhamento de Imagem no Espaço e no Tempo para aplicações Biomédicas". *III Jornadas de Bioengenharia*, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Oliveira, F. P. M. and J. M. R. S. Tavares (2011b) - "Alinhamento de Imagens Médicas". *Ciclo de formações e actualizações em radiologia – imagem analógica vs digital*, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto. Porto, Portugal.
- Oliveira, F. P. M. and J. M. R. S. Tavares (2011c) - "Novel framework for registration of pedobarographic image data". *Medical and Biological Engineering and Computing* - **49**(3): 313-323.
- Oliveira, F. P. M. and J. M. R. S. Tavares (2011d) - "Registration of Plantar Pressure Images".
- Oliveira, F. P. M. and J. M. R. S. Tavares (2012) - "Medical image registration: a review". *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*: 1-21.

- Oliveira, F. P. M., J. M. R. S. Tavares and T. C. Pataky (2009) - "Rapid pedobarographic image registration based on contour curvature and optimization". *Journal of Biomechanics* - **42**(15): 2620-2623.
- Orchard, J. (2005). "Efficient global weighted least-squares translation registration in the frequency domain". *Proceedings of International Conference Image Analysis and Recognition ICIAR*, Canada.
- Orlin, M. and T. McPoil (2000) - "Plantar Pressure Assessment". *Physical Therapy* - **80**.
- Özkan, Ö. H., (2005) - "A research on footwear and foot interaction through anatomy and human engineering", MSc. School of Engineering and Sciences of Izmir Institute of Technology
- Palmieri, R. M., C. D. Ingersoll, M. B. Stone, et al. (2002) - "Center of pressure parameters used in assessment of postural control". *Journal of Sport Rehabilitation* - **11**(1): 51-56.
- Pataky, T. C. and J. Y. Goulermas (2008) - "Pedobarographic statistical parametric mapping: a pixel-level approach to foot pressure image analysis". *Journal of Biomechanics* - **41**(10): 2136-2143.
- Pataky, T. C., J. Y. Goulermas and R. H. Crompton (2008) - "A comparison of seven methods of within-subjects rigid-body pedobarographic image registration". *Journal of Biomechanics* - **41**(14): 3085-3089.
- Pataky, T. C., N. L. W. Keijsers, J. Y. Goulermas, et al. (2009) - "Nonlinear spatial warping for between-subjects pedobarographic image registration". *Gait & Posture* - **29**(3): 477-482.
- Paton, J., E. Stenhouse, R. Jones, et al. (2007) - "Custom-made total contact insoles and prefabricated functional diabetic insole: a case of report". *The Diabetic Foot Journal* - **10**(3): 1-5.
- Patzer, G. P., (2011) - "Método automático para a criação de mapas polares baseado no alinhamento de imagens", MSc. Universidade Federal do ABC, Santo André.
- Pedra, M. S. C. (2007) - "Fotopodoscopia na análise do arco plantar longitudinal após bandagem funcional do tornozelo". 13. Insituto Tecnológico de Ciências Sociais Aplicadas e da Saúde
- Pezzan, P. A. O., I. C. N. Sacco and S. M. A. João (2009) - "Postura do pé e classificação do arco plantar de adolescentes usuárias e não usuárias de calçados de salto alto". *Revista Brasileira de Fisioterapia* - **13**.
- Pinho, R. R. and J. M. R. S. Tavares (2004) - "Dynamic Pedobarography Transitional Objects by Lagrange's Equation with FEM, Modal Matching and Optimization Techniques.". *ICIAR - International Conference on Image Analysis and Recognition*, Porto, Portugal.
- Pinsault, N. and N. Vuillerme (2009) - "Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance". *Medical Engineering & Physics* - **31**: 276-286.
- Pluim, J. P. W., J. B. A. Maintz and M. A. Viergever (2003) - "Mutual information based registration of medical images: a survey". *IEEE Transactions on Medical Imaging* - **22**(8).
- Praet, S. F. E. and J.-W. K. Louwerens (2003) - "The influence of shoe design on plantar pressures in neuropathic feet". *Diabetes Care* - **26**(2): 441-445.
- Putti, A., G. Arnold, L. Cochrane, et al. (2008) - "Normal pressure values and repeatability of the Emed® ST4 system". *Gait & Posture* - **27**(3): 501-505.
- Putti, A. B., G. P. Arnold and R. J. Abboud (2010) - "Foot pressure differences in men and women". *Foot and Ankle Surgery* - **16**(1): 21-24.
- Ramanathan, A. K., M. C. John, G. P. Arnold, et al. (2008) - "The effects of off-the-shelf in-shoe heel inserts on forefoot plantar pressure". *Gait & Posture* - **28**(4): 533-537.
- Ramanathan, A. K., P. Kiran, G. P. Arnold, et al. (2010) - "Repeatability of the Pedar-X® in-shoe pressure measuring system". *Foot and Ankle Surgery* - **16**(2): 70-73.
- Ramsay, S. (2001) - "The effects of foot orthoses on the ground reaction forces during walking. Part 1". *The Foot* - **11**(4): 205-214.
- Razeghi, M. and M. E. Batt (2002) - "Foot type classification: a critical review of current methods". *Gait & Posture* - **15**(3): 282-291.
- Redmond, A. C., K. B. Landorf and A.-M. Keenan (2009) - "Contoured, prefabricated foot orthoses demonstrate comparable mechanical properties to contoured, customised foot orthoses: a plantar pressure study". *Journal of Foot and Ankle Research* - **2**(20): 1-10.

- Roerdink, M., M. D. Haart, A. Daffertshofer, et al. (2006) - "Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke". *Experimental Brain Research* - **174**(2): 256-269.
- Rogelj, P. and S. Kovacic (2000). "Local similarity measures for multimodal image matching". *First International Workshop on Image and Signal Processing and Analysis – IWISPA 2000*, University Computing Center, University of Zagreb.
- Rosebaum, D. and H. P. Becker (1997) - "Plantar pressure distribution measurements: Technical background and clinical applications". *Foot and Ankle Surgery* - **3**: 1-14.
- Rossi, S., F. Patanè, L. Scalise, et al. (2010) - "Centre of pressure in dynamic posturography: a comparison among systems based on a pressure matrix and a force platform". *Measurement Science and Technology* - **21**: 1-9.
- Rouhani, H., X. Crevoisier, J. Favre, et al. (2011) - "Outcome evaluation of ankle osteoarthritis treatments: Plantar pressure analysis during relatively long-distance walking". *Clinical Biomechanics* - **26**(4): 397-404.
- Sabuncu, M. R., (2006) - "*Entropy-based image registration*", PhD. Department of Electrical Engineering. Faculty of Princeton University.
- Saito, M., K. Nakajima, C. Takano, et al. (2011) - "An in-shoe device to measure plantar pressure during daily human activity". *Medical Engineering & Physics*.
- Santos, J. O. L., (2008) - "*Aspectos cinemáticos e cinéticos do movimento de eversão do calcanhar durante a marcha*", MSc. Ciências do Movimento Humano. Universidade de Estado de Santa Catarina, Florianópolis.
- Sapatos.net (2011) - "Palmilhas de silicone ortopédicas", from <http://www.sapatos.net/wp-content/uploads/2011/03/11.03.23-PALMILHA-SILICONE-ORTOFLEX-300x200.jpg>.
- Savelberg, H. H., N. C. Schaper, P. J. Willems, et al. (2009) - "Redistribution of joint moments is associated with changed plantar pressure in diabetic polyneuropathy". *BMC Musculoskeletal Disorders* - **10**(16): 10.
- Scherer, P. R. and G. A. Sobieski (1994) - "The center of pressure index in the evaluation of foot orthoses in shoes". *Clinics in podiatric medicine and surgery* - **11**(2): 355-363.
- Schlee, G., (2010) - "*Quantitative assessment of foot sensitivity: The effects of foot sole skin temperature, blood flow at the foot area and footwear*", PhD. Faculty of Behavioral and Social Sciences Chemnitz University Technology.
- Schuh, R., J. G. Hofstaetter, S. G. Hofstaetter, et al. (2011) - "Plantar pressure distribution after tibiotalar arthrodesis". *Clinical Biomechanics*.
- Schuh, R., H.-J. Trnka, A. Sabo, et al. (2011) - "Biomechanics of postoperative shoes: plantar pressure distribution, wearing characteristics and design criteria: a preliminary study". *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* - **131**(2): 197-203.
- Seitz, P. (2008) - "Novel.de." Retrieved 02/04/2010, 2011, from <http://novel.de/novelcontent/software/emed/emedd>.
- Shiang, T.-Y., S.-H. Lee, S.-J. Lee, et al. (1998) - "Evaluating different footprints parameters as a predictor of arch height". *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* - **17**(6): 62-66.
- Shu, L., T. Hua, Y. Wang, et al. (2010) - "In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array". *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* - **14**(3): 767-775.
- Silva, D. C., L. C. Paschoarelli and S. Poussep (2008) - "Utilização de luvas instrumentadas em avaliações biomecânicas da preensão da mão humana". From <http://www.modavestuario.com/92utilizacaodeluvasinstrumentadasemavaliacoesbiomecasicasdapeensaodamaohumana.pdf>.
- Slim, F. J., C. H. van Schie, R. Keukenkamp, et al. (2011) - "Increased plantar foot pressure in persons affected by leprosy". *Gait & Posture* (0).
- Sousa, D. S. S., (2008) - "*Seguimento do movimento humano usando visão computacional – aplicação na análise da marcha*", MSc. Faculdade de Engenharia e Universidade do Porto, Porto.
- Sousa, D. S. S. and J. M. R. S. Tavares (2006) - "Estudo de Soluções Comerciais para Análise Clínica da Pressão Plantar ". Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto Porto.
- Sousa, D. S. S. and J. M. R. S. Tavares (2007) - "Breve estudo sobre Sistemas de Pedobarografia ". Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto.
- Stebbins, J. A., M. E. Harrington, C. Giacomozzi, et al. (2005) - "Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children". *Gait & Posture* - **22**(4): 372-376.

- Studholme, C., D. L. G. Hill and D. J. Hawkes (1999) - "An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment". *Pattern Recognition* - **32**(1): 71-86.
- Tábuas, C. (2011) - "Análise da pressão plantar para fins de diagnóstico médico". Faculdade de Engenharia e Universidade do Porto, Porto.
- Tavares, J. M. R. S., J. M. G. Barbosa and A. J. Padilha (2000) - "Matching image objects in dynamic pedobarography". *RecPad - 11th Portuguese Conference on Pattern Recognition* Porto, Portugal.
- Tavares, J. M. R. S. and L. F. Bastos (2010). Progress in Computer Vision and Image Analysis - "Improvement of modal matching image objects in dynamic pedobarography using optimization techniques". H. Bunke, J. Villanueva, G. Sánchez et al. Singapore, World Scientific: 339-368.
- Teh, E., L. Teng, R. Acharyau, et al. (2006) - "Static and frequency domain analysis of plantar pressure distribution in obese and non-obese subjects". *Journal of Bodywork and Movement Therapies* - **10**(2): 127-133.
- Tekscan. (2007a) - "F-Scan Hardware Choices." from <http://www.tekscan.com/sites/default/files/fscan-tethered-office.jpg>.
- Tekscan. (2007b) - "Tekscan sensor model." 2011, from <http://www.tekscan.com/3005E-pressure-sensor>.
- Teyhen, D. S., B. E. Stoltenberg, K. M. Collinsworth, et al. (2009) - "Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait". *Clinical Biomechanics* - **24**(4): 391-396.
- Thiesen, T. and A. Sumiya (2011) - "Equilíbrio e arco plantar no balé clássico". *ConScientiae Saúde* - **10**: 138-142.
- Tsung, B. Y. S., M. Zhang, A. F. T. Mak, et al. (2004) - "Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution". *Journal of Rehabilitation Research and Development* - **41**(6): 767-774.
- Tuna, H., M. Birtane, N. Taştekin, et al. (2005) - "Pedobarography and its relation to radiologic erosion scores in rheumatoid arthritis". *Rheumatology International* - **26**(1): 42-47.
- Tuna, H., M. Yildiz, C. Çeltik, et al. (2004) - "Static and dynamic plantar pressure measurements in adolescents". *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica* - **38**(3): 200-205.
- Ulysses, J. N. and A. Conci (2010) - "Measuring similarity in medical registration". *IWSSIP 2010 - 17th International Conference on Systems, Signals and Image Processing*.
- Urry, S. (1999) - "Plantar pressure-measurement sensors". *Measurement Science and Technology* - **10**.
- Urry, S. R. and S. C. Wearing (2001) - "The accuracy of footprint contact area measurements: relevance to the design and performance of pressure platforms". *The Foot* - **11**(3): 151-157.
- Venâncio, M. d. S., (2008) - "Alinhamento de imagens médicas 2D e 3D", MSc. Instituto Superior Técnico.
- Wertsch, J. J., J. G. Webster and W. J. Tompkins (1992) - "A portable insole plantar pressure measurement system". *Journal of Rehabilitation Research and Development* - **29**.
- Winter, D. A. (1995) - "Human balance and posture control during standing and walking". *Gait & Posture* - **3**(4): 193-214.
- Wyawahare, M. V., P. M. Patil and H. K. Abhyankar (2009) - "Image registration techniques: an overview". *International Journal of Signal Processing, Image Processing and Pattern Recognition* - **2**(3): 11-28.
- Xie, Z. (2004) - "Image registration using hierarchical B-Splines". *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* - **10**: 85-94.
- Xiong, S., R. S. Goonetilleke, C. P. Witana, et al. (2010) - "Foot arch characterization: a review, a new metric, and a comparison". *Journal of the American Podiatric Medical Association* - **100**(1).
- Yalçın, N., E. Esen, U. Kanatlı, et al. (2010) - "Evaluation of the medial longitudinal arch: a comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and radiographic analysis". *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica* - **44**(3): 241-245.
- Yen, E. K. and R. G. Johnston (1996) - "The Ineffectiveness of the Correlation Coefficient for Image Comparisons". From <http://jps.anl.gov/vol.2/3-Correlation.pdf>.
- Zequera, M., S. Stephan and J. Paul (2008). - "Effectiveness of Insole in Reducing Plantar Pressure and Improving Gait on Diabetic Patient (2007)

- IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health*". C. Müller-Karger, S. Wong and A. Cruz, Springer Berlin Heidelberg. **18**: 718-722.
- Zhang, D. and G. Lu (2004) - "Review of shape representation and description techniques". *Pattern Recognition* - **37**(1): 1-19.
- Zhang, Y. (2001) - "A review of recent evaluation methods for image segmentation. ". *Sixth International Symposium on Signal Processing and its Applications*, Kuala Lumpur, Malaysia, IEEE.
- Zhuang, X., L. Gu and J. Xu (2005). Lecture Notes in Computer Science - "*Medical image alignment by normal vector information* ", Springer Berlin / Heidelberg. **3801**: 890-895.
- Zitová, B. and J. Flusser (2003) - "Image registration methods: a survey". *Image and Vision Computing* - **21**(11): 977-1000.
- Zou, D., M. J. Mueller and D. J. Lott (2007) - "Effect of peak pressure and pressure gradient on subsurface shear stresses in the neuropathic foot". *Journal of Biomechanics* - **40**(4): 883-890.



---

## **ANEXO A**

## A.1 Apoio dinâmico

### A.1.1 Extração dos parâmetros plantares das imagens representativas e determinação da respetiva média

#### A.1.1.1 Imagem dos picos máximos de pressão

##### a. Pé direito

Tabela A.1 – Apoio dinâmico, pé direito: imagem dos picos máximos de pressão, valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média

Registo Apoio Dinâmico							
IMAGEM DOS PICOS MÁXIMOS DE PRESSÃO - PÉ DIREITO							
Indivíduo	Medição	Localização do COP face ao eixo do pé (mm)	Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)	Índice do arco plantar	Índice do arco plantar modificado
1	1ª	-1,3082	139,2810	-4,5832	38,2590	0,2205	0,0650
	2ª	-3,7186	137,3190	-6,7107	38,0274	0,1864	0,0387
	3ª	-4,2784	142,9340	-4,3005	38,6375	0,1212	0,0267
	MÉDIA	-3,1017	139,8447	-5,1981	38,3080	0,1760	0,0434
2	1ª	-1,0828	132,4950	-1,7684	183,6740	0,2396	0,0703
	2ª	-4,1959	136,3010	-30,0189	233,4620	0,1602	0,0520
	3ª	-3,9886	134,2370	-29,3004	232,3100	0,2332	0,0664
	MÉDIA	-3,0891	134,3443	-20,3626	216,4820	0,2110	0,0629
3	1ª	-2,6660	132,7100	-3,8082	194,2960	0,2318	0,0921
	2ª	2,0427	129,2120	-4,2716	198,6280	0,2127	0,0870
	3ª	-0,2375	139,4060	-4,1443	196,8550	0,2391	0,1113
	MÉDIA	-0,2869	133,7760	-4,0747	196,5930	0,2279	0,0968
4	1ª	1,5751	124,0350	-2,1417	36,4081	0,2813	0,1722
	2ª	-1,5803	123,6910	-1,7746	24,0625	0,2995	0,1549
	3ª	-1,9944	123,9960	-6,4038	36,2880	0,2802	0,1840
	MÉDIA	-0,6665	123,9073	-3,4400	32,2529	0,2870	0,1704
5	1ª	0,2803	135,6310	-3,6165	193,6380	0,2099	0,0664
	2ª	-0,9232	131,9200	-2,0868	189,9010	0,1922	0,0679
	3ª	0,9233	130,7760	0,0000	193,5740	0,2009	0,0706
	MÉDIA	0,0935	132,7757	-1,9011	192,3710	0,2010	0,0683

6	1ª	-1,1108	118,3540	-2,4876	194,4340	0,1756	0,0366
	2ª	-1,3122	121,2550	1,7427	201,0240	0,1629	0,0410
	3ª	-0,1146	116,2720	-6,3892	193,8060	0,2039	0,0540
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0,8459</b>	<b>118,6270</b>	<b>-2,3780</b>	<b>196,4213</b>	<b>0,1808</b>	<b>0,0439</b>
7	1ª	-3,4250	139,8990	-43,9299	223,8330	0,2264	0,0998
	2ª	-5,4395	138,0910	-33,3982	218,2590	0,2264	0,0899
	3ª	-5,4221	143,1650	-8,6140	196,1480	0,2093	0,0647
	<b>MÉDIA</b>	<b>-4,7622</b>	<b>140,3850</b>	<b>-28,6474</b>	<b>212,7467</b>	<b>0,2207</b>	<b>0,0848</b>
8	1ª	-1,4860	126,5680	-41,8996	225,1240	0,2489	0,1059
	2ª	-0,2220	128,0780	-36,8636	232,0240	0,2504	0,1068
	3ª	-0,3518	133,3310	-41,7612	235,1810	0,2676	0,1283
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0,6866</b>	<b>129,3257</b>	<b>-40,1748</b>	<b>230,7763</b>	<b>0,2557</b>	<b>0,1137</b>
9	1ª	1,3319	133,5050	29,7609	180,8550	0,2679	0,1631
	2ª	-2,2729	134,8410	-4,7652	207,9660	0,2599	0,1358
	3ª	0,7965	131,3900	-6,4150	199,6430	0,2615	0,1650
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0,0482</b>	<b>133,2453</b>	<b>6,1936</b>	<b>196,1547</b>	<b>0,2631</b>	<b>0,1546</b>
10	1ª	-4,6580	130,0360	-36,3303	242,9590	0,0798	0,0157
	2ª	-4,8790	126,1550	9,1472	20,5811	0,0778	0,0187
	3ª	-9,0152	140,0860	-37,9155	233,2590	0,0585	0,0156
	<b>MÉDIA</b>	<b>-6,1841</b>	<b>132,0923</b>	<b>-21,6996</b>	<b>165,5997</b>	<b>0,0721</b>	<b>0,0166</b>
11	1ª	-4,4578	152,7530	-39,5536	274,4030	0,1163	0,0302
	2ª	-2,7875	143,7830	-4,8950	212,9320	0,1326	0,0244
	3ª	-4,4647	151,6850	0,0000	208,5050	0,0719	0,0105
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3,9034</b>	<b>149,4070</b>	<b>-14,8162</b>	<b>231,9467</b>	<b>0,1069</b>	<b>0,0217</b>
12	1ª	-3,2546	138,6020	-12,5415	192,2530	0,2187	0,0931
	2ª	-3,5098	137,3740	-8,6917	202,0810	0,2189	0,0781
	3ª	-7,7491	133,6230	-33,9304	238,3320	0,1652	0,0363
	<b>MÉDIA</b>	<b>-4,8378</b>	<b>136,5330</b>	<b>-18,3879</b>	<b>210,8887</b>	<b>0,2009</b>	<b>0,0692</b>
13	1ª	-2,8315	136,5880	-33,8464	253,3880	0,1685	0,0382
	2ª	-3,1411	135,0480	-37,2275	253,6120	0,2126	0,0572
	3ª	-4,2573	137,2380	-36,7331	250,2440	0,1878	0,0418
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3,4100</b>	<b>136,2913</b>	<b>-35,9357</b>	<b>252,4147</b>	<b>0,1896</b>	<b>0,0458</b>
14	1ª	-11,7577	150,7260	-44,0986	248,7620	0,1410	0,0219
	2ª	-8,2571	137,6530	-49,7384	259,2510	0,1906	0,0455
	3ª	-11,1759	141,2960	-55,5168	258,2740	0,1697	0,0327
	<b>MÉDIA</b>	<b>-10,3969</b>	<b>143,2250</b>	<b>-49,7846</b>	<b>255,4290</b>	<b>0,1671</b>	<b>0,0334</b>
15	1ª	-4,5059	134,6730	-30,3714	229,3480	0,0757	0,0226
	2ª	-6,0333	130,4000	-32,6573	228,4290	0,0613	0,0156
	3ª	-3,9348	132,7580	-35,0704	232,7970	0,0420	0,0066
	<b>MÉDIA</b>	<b>-4,8246</b>	<b>132,6103</b>	<b>-32,6997</b>	<b>230,1913</b>	<b>0,0597</b>	<b>0,0149</b>
16	1ª	-5,5451	125,2830	-32,7728	229,4230	0,0700	0,0119
	2ª	-6,2871	127,8780	-32,3352	227,4720	0,0739	0,0132
	3ª	-3,9739	127,3150	-36,3523	227,0600	0,1450	0,0196
	<b>MÉDIA</b>	<b>-5,2687</b>	<b>126,8253</b>	<b>-33,8201</b>	<b>227,9850</b>	<b>0,0963</b>	<b>0,0149</b>

17	1ª	-2,8360	124,5280	8,4796	200,6580	0,2249	0,0717
	2ª	-1,3223	126,6650	6,6454	201,5780	0,2340	0,0839
	3ª	-3,3166	123,6390	-36,1427	231,7700	0,2349	0,0648
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2,4916</b>	<b>124,9440</b>	<b>-7,0059</b>	<b>211,3353</b>	<b>0,2313</b>	<b>0,0735</b>
18	1ª	-2,0158	118,3120	5,8911	167,9130	0,2113	0,0600
	2ª	-0,7321	120,4470	5,7330	170,0800	0,2322	0,0812
	3ª	-2,7696	115,9450	3,8656	172,0170	0,2279	0,0744
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1,8392</b>	<b>118,2347</b>	<b>5,1632</b>	<b>170,0033</b>	<b>0,2238</b>	<b>0,0719</b>
19	1ª	-3,8605	105,6140	-6,3049	14,7114	0,1621	0,0239
	2ª	-2,6462	114,8550	-4,1378	39,7280	0,2266	0,0509
	3ª	-2,9160	115,5350	-0,3936	19,0074	0,1971	0,0366
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3,1409</b>	<b>112,0013</b>	<b>-3,6121</b>	<b>24,4823</b>	<b>0,1953</b>	<b>0,0371</b>
20	1ª	-0,0884	121,2860	-3,7447	174,1280	0,2043	0,0555
	2ª	-6,2299	126,0390	-32,0435	161,0080	0,1707	0,0329
	3ª	-3,9586	123,0050	-30,7942	209,7850	0,1468	0,0374
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3,4256</b>	<b>123,4433</b>	<b>-22,1941</b>	<b>181,6403</b>	<b>0,1739</b>	<b>0,0419</b>
21	1ª	-4,8355	129,5580	-33,4209	227,6800	0,1878	0,0550
	2ª	-0,8901	121,5470	-35,3050	228,0200	0,2267	0,0809
	3ª	-5,4608	126,0170	-36,9343	222,6500	0,1801	0,0450
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3,7288</b>	<b>125,7073</b>	<b>-35,2201</b>	<b>226,1167</b>	<b>0,1982</b>	<b>0,0603</b>
22	1ª	-1,3932	137,1430	-9,2075	38,6245	0,2657	0,1466
	2ª	-5,1014	134,7330	-25,2316	195,8330	0,1769	0,0372
	3ª	-4,6551	135,9940	-24,3550	195,3300	0,2316	0,0727
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3,7166</b>	<b>135,9567</b>	<b>-19,5980</b>	<b>143,2625</b>	<b>0,2248</b>	<b>0,0855</b>
23	1ª	-0,1747	132,9390	10,7062	194,8530	0,2009	0,0645
	2ª	-0,3610	122,3710	10,8138	19,4648	0,1845	0,0465
	3ª	-1,1269	122,6270	6,5345	15,2471	0,1699	0,0433
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0,5542</b>	<b>125,9790</b>	<b>9,3515</b>	<b>76,5216</b>	<b>0,1851</b>	<b>0,0514</b>

**b. Pé esquerdo**

Tabela A.2 - Apoio dinâmico, pé esquerdo: imagem dos picos máximos de pressão, valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média

Indivíduo	Medição	Registo Apoio Dinâmico					
		IMAGEM DOS PICOS MÁXIMOS DE PRESSÃO - PÉ ESQUERDO					
		Localização do COP face ao eixo do pé (mm)	Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)	Índice do arco plantar	Índice do arco plantar modificado
1	1ª	-1,6763	139,6740	-2,2350	33,5256	0,2049	0,0661
	2ª	-3,8747	139,4250	-4,5581	33,6982	0,1667	0,0368
	3ª	-3,7349	143,4300	-24,8472	241,6950	0,1293	0,0305
	MÉDIA	-3,0953	140,8430	-10,5468	102,9729	0,1669	0,0445
2	1ª	-2,1852	133,4050	2,0844	185,5080	0,2191	0,0591
	2ª	-2,3949	146,0580	6,6731	187,1600	0,2286	0,0593
	3ª	-4,3211	132,3080	-4,3769	192,1410	0,2302	0,0571
	MÉDIA	-2,9671	137,2570	1,4602	188,2697	0,2259	0,0585
3	1ª	2,3982	127,0810	-6,9325	194,0220	0,2246	0,1311
	2ª	1,1906	130,3020	-6,3193	191,6850	0,2183	0,1163
	3ª	-0,8135	122,4950	33,7228	166,5070	0,2541	0,1134
	MÉDIA	0,9251	126,6260	6,8237	184,0713	0,2323	0,1203
4	1ª	-0,3966	124,6880	-4,2753	194,5260	0,2957	0,1745
	2ª	-1,4007	126,1650	7,9478	179,2060	0,2805	0,2098
	3ª	0,5797	125,8670	4,3235	32,4259	0,3115	0,2258
	MÉDIA	-0,4059	125,5733	2,6653	135,3860	0,2959	0,2034
5	1ª	-3,2285	133,4090	-4,6484	195,5130	0,2110	0,0586
	2ª	0,9861	134,5370	0,2394	192,0240	0,2232	0,0653
	3ª	-1,4025	133,7880	-27,2424	184,6600	0,2104	0,0601
	MÉDIA	-1,2150	133,9113	-10,5505	190,7323	0,2149	0,0613
6	1ª	1,8139	121,5570	-6,2901	199,1870	0,2100	0,0648
	2ª	-0,8399	124,2090	-6,8110	195,7580	0,1767	0,0477
	3ª	-2,5993	123,5400	-4,7102	194,6360	0,1566	0,0370
	MÉDIA	-0,5418	123,1020	-5,9371	196,5270	0,1811	0,0498
7	1ª	-3,1124	139,4940	-10,7180	189,7180	0,2467	0,1107
	2ª	-2,3917	135,5240	-12,5221	194,0930	0,2375	0,1142
	3ª	-5,6521	142,8890	-38,8553	214,7270	0,2354	0,0888
	MÉDIA	-3,7188	139,3023	-20,6985	199,5127	0,2398	0,1046

8	1ª	-6,7070	135,0990	-36,1916	232,0520	0,2258	0,0641
	2ª	-5,2519	129,3800	-40,7577	229,5300	0,2392	0,0721
	3ª	-5,1145	135,7970	-40,9971	235,1940	0,2348	0,0773
	<b>MÉDIA</b>	<b>-5,6911</b>	<b>133,4253</b>	<b>-39,3155</b>	<b>232,2587</b>	<b>0,2333</b>	<b>0,0712</b>
9	1ª	-4,1798	141,3760	-4,1468	204,6000	0,2468	0,1125
	2ª	-3,6168	137,7980	-11,4753	208,8500	0,2875	0,1674
	3ª	-1,6307	135,7240	-9,3467	207,9640	0,2603	0,1397
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3,1424</b>	<b>138,2993</b>	<b>-8,3229</b>	<b>207,1380</b>	<b>0,2649</b>	<b>0,1399</b>
10	1ª	-5,1088	134,5790	0,2003	193,1320	0,0314	0,0032
	2ª	-5,5886	134,4790	-35,0375	243,0720	0,0734	0,0235
	3ª	-4,8734	137,5700	0,0000	195,9310	0,0816	0,0276
	<b>MÉDIA</b>	<b>-5,1903</b>	<b>135,5427</b>	<b>-11,6124</b>	<b>210,7117</b>	<b>0,0621</b>	<b>0,0181</b>
11	1ª	-6,7449	149,9280	-29,1661	258,8950	0,0652	0,0158
	2ª	-5,2534	148,9330	-33,1779	263,0530	0,1148	0,0291
	3ª	-5,7508	137,6180	-36,0996	271,9930	0,0905	0,0232
	<b>MÉDIA</b>	<b>-5,9164</b>	<b>145,4930</b>	<b>-32,8145</b>	<b>264,6470</b>	<b>0,0902</b>	<b>0,0227</b>
12	1ª	-0,9319	144,5350	-10,5708	198,3050	0,2436	0,1150
	2ª	-1,7448	147,5770	-5,9289	194,6980	0,2218	0,0895
	3ª	-4,7242	142,4710	-8,5676	190,6290	0,2175	0,0652
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2,4670</b>	<b>144,8610</b>	<b>-8,3558</b>	<b>194,5440</b>	<b>0,2276</b>	<b>0,0899</b>
13	1ª	-3,7759	133,2680	-29,0450	252,9550	0,1514	0,0311
	2ª	-0,3253	122,7750	0,3596	25,9427	0,2316	0,0624
	3ª	0,4743	125,9330	-9,2380	48,4995	0,1961	0,0392
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1,2089</b>	<b>127,3253</b>	<b>-12,6411</b>	<b>109,1324</b>	<b>0,1930</b>	<b>0,0442</b>
14	1ª	-7,8270	146,0410	-7,2272	224,0420	0,1740	0,0365
	2ª	-4,0724	145,6070	-4,3876	213,6990	0,1836	0,0439
	3ª	-5,5419	148,0780	-47,2803	259,2720	0,2010	0,0515
	<b>MÉDIA</b>	<b>-5,8137</b>	<b>146,5753</b>	<b>-19,6317</b>	<b>232,3377</b>	<b>0,1862</b>	<b>0,0440</b>
15	1ª	-5,7900	140,0280	-29,6345	224,6400	0,0501	0,0138
	2ª	-1,8314	137,6580	8,1613	189,9370	0,1954	0,0500
	3ª	-6,3859	138,6060	-29,0470	230,3020	0,0600	0,0161
	<b>MÉDIA</b>	<b>-4,6691</b>	<b>138,7640</b>	<b>-16,8401</b>	<b>214,9597</b>	<b>0,1018</b>	<b>0,0266</b>
16	1ª	-2,9259	119,8870	-6,8224	191,1810	0,0668	0,0115
	2ª	-1,0050	122,1120	-6,7706	190,6830	0,1904	0,0318
	3ª	-2,3449	119,1330	-6,7436	189,7680	0,0773	0,0108
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2,0919</b>	<b>120,3773</b>	<b>-6,7788</b>	<b>190,5440</b>	<b>0,1115</b>	<b>0,0181</b>
17	1ª	0,3721	119,0660	4,3560	198,1990	0,2226	0,0771
	2ª	2,8642	118,0760	0,0000	198,9830	0,2530	0,1022
	3ª	2,6442	114,6810	4,2729	194,4180	0,2544	0,1107
	<b>MÉDIA</b>	<b>1,9602</b>	<b>117,2743</b>	<b>2,8763</b>	<b>197,2000</b>	<b>0,2433</b>	<b>0,0967</b>

18	1ª	0,2535	114,2600	1,5831	177,8360	0,2322	0,0774
	2ª	1,4701	117,0290	8,0978	177,1930	0,2273	0,0724
	3ª	1,1673	115,1670	3,7734	175,4620	0,2178	0,0697
	<b>MÉDIA</b>	<b>0,9636</b>	<b>115,4853</b>	<b>4,4848</b>	<b>176,8303</b>	<b>0,2257</b>	<b>0,0731</b>
19	1ª	-3,0880	121,9700	-4,5812	189,7300	0,2459	0,0668
	2ª	-0,3288	134,0620	-10,2494	190,6390	0,2537	0,0781
	3ª	-2,8772	130,6800	-4,4845	191,3460	0,2345	0,0695
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2,0980</b>	<b>128,9040</b>	<b>-6,4384</b>	<b>190,5717</b>	<b>0,2447</b>	<b>0,0715</b>
20	1ª	-4,6045	116,1280	-5,7995	32,8638	0,1108	0,0231
	2ª	-2,0848	116,3070	-7,9012	33,5800	0,1705	0,0402
	3ª	-0,8812	123,3820	11,3792	174,0920	0,1895	0,0571
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2,5235</b>	<b>118,6057</b>	<b>-0,7738</b>	<b>80,1786</b>	<b>0,1569</b>	<b>0,0402</b>
21	1ª	-6,3888	133,5690	-36,9145	229,4580	0,1963	0,0728
	2ª	-4,0446	137,3190	-33,8693	230,7350	0,2106	0,0773
	3ª	-4,7172	127,7650	-38,2243	227,2220	0,1594	0,0395
	<b>MÉDIA</b>	<b>-5,0502</b>	<b>132,8843</b>	<b>-36,3360</b>	<b>229,1383</b>	<b>0,1888</b>	<b>0,0632</b>
22	1ª	-3,7559	137,6360	-4,4872	208,6530	0,2408	0,0907
	2ª	-2,2184	132,0470	-6,9839	38,4830	0,2456	0,1088
	3ª	-3,4245	133,7610	-4,5199	38,4190	0,2612	0,1061
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3,1329</b>	<b>134,4813</b>	<b>-5,3303</b>	<b>95,1850</b>	<b>0,2492</b>	<b>0,1019</b>
23	1ª	-3,2535	132,4290	-29,9265	232,9990	0,1667	0,0536
	2ª	-2,9257	126,6900	-31,5110	232,4390	0,1343	0,0372
	3ª	-4,3843	125,5920	4,4635	19,5647	0,1471	0,0351
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3,5212</b>	<b>128,2370</b>	<b>-18,9913</b>	<b>161,6676</b>	<b>0,1493</b>	<b>0,0420</b>

### A.1.1.2 Imagem das pressões médias

#### a. Pé direito

Tabela A.3 - Apoio dinâmico, pé direito: imagem das pressões médias, valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média

		Registo Apoio Dinâmico					
		IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ DIREITO					
Indivíduo	Medição	Localização do COP face ao eixo do pé (mm)	Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)	Índice do arco plantar	Índice do arco plantar modificado
1	1ª	1.1575	141.0140	-4.4226	37.5924	0.2215	0.0832
	2ª	-1.1360	140.4210	-6.3893	41.9788	0.1825	0.0554
	3ª	-4.3077	143.8340	-6.8173	37.6529	0.1217	0.0357
	MÉDIA	-1.4287	141.7563	-5.8764	39.0747	0.1752	0.0581
2	1ª	-1.3134	132.0570	-0.2524	183.7930	0.2421	0.0856
	2ª	-4.0509	124.9940	-4.2680	187.2370	0.1486	0.0550
	3ª	-2.4585	133.5240	-4.4209	190.4090	0.2345	0.0839
	MÉDIA	-2.6076	130.1917	-2.9804	187.1463	0.2084	0.0749
3	1ª	-1.9457	133.2070	-4.1258	195.9750	0.2263	0.1050
	2ª	0.5139	129.5960	-5.8020	198.3970	0.2109	0.1009
	3ª	0.1539	138.3520	-4.0671	197.2530	0.2346	0.1260
	MÉDIA	-0.4260	133.7183	-4.6650	197.2083	0.2239	0.1106
4	1ª	2.2674	118.9680	-8.2607	47.4992	0.2740	0.2024
	2ª	-0.7600	123.7440	-1.8583	15.0716	0.2925	0.1746
	3ª	-0.4830	123.9010	-19.2211	39.9333	0.2981	0.2008
	MÉDIA	0.3415	122.2043	-9.7800	34.1680	0.2882	0.1926
5	1ª	-1.2266	132.9200	-2.0437	190.0610	0.2056	0.0755
	2ª	-0.4328	133.2590	-6.1372	190.2530	0.2054	0.0836
	3ª	1.6658	126.9240	0.0000	193.0890	0.1941	0.0857
	MÉDIA	0.0021	131.0343	-2.7270	191.1343	0.2017	0.0816
6	1ª	-1.2603	119.2890	-0.0313	31.4875	0.1519	0.0327
	2ª	-1.5557	120.6650	8.9277	15.1136	0.1574	0.0515
	3ª	0.2374	119.0820	-2.0866	194.0540	0.2059	0.0715
	MÉDIA	-0.8595	119.6787	2.2699	80.2184	0.1718	0.0519



7	1ª	-1.6237	142.0710	-41.6455	221.9030	0.2262	0.1093
	2ª	-5.3949	138.6960	-35.2240	218.3950	0.2038	0.0873
	3ª	-5.1698	144.5290	-12.0297	198.4900	0.2399	0.1029
	<b>MÉDIA</b>	<b>-4.0628</b>	<b>141.7653</b>	<b>-29.6331</b>	<b>212.9293</b>	<b>0.2233</b>	<b>0.0998</b>
8	1ª	-0.9723	121.7690	-41.6319	227.6120	0.2514	0.1278
	2ª	0.0604	128.3950	-36.5640	230.1380	0.2594	0.1241
	3ª	-0.1647	127.2070	-40.0191	235.5580	0.2623	0.1378
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.3589</b>	<b>125.7903</b>	<b>-39.4050</b>	<b>231.1027</b>	<b>0.2577</b>	<b>0.1299</b>
9	1ª	2.1396	134.7870	33.6776	180.9590	0.2491	0.1634
	2ª	0.3597	132.3900	6.6466	15.5088	0.2586	0.1577
	3ª	-0.0752	132.7720	-8.7598	199.2860	0.2626	0.1723
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.8080</b>	<b>133.3163</b>	<b>10.5215</b>	<b>131.9179</b>	<b>0.2568</b>	<b>0.1645</b>
10	1ª	-3.4577	129.6850	-8.9725	33.6469	0.0741	0.0179
	2ª	-3.3676	132.6900	-40.3550	244.3720	0.0778	0.0249
	3ª	-7.7378	138.1480	-36.4594	229.4800	0.0514	0.0134
	<b>MÉDIA</b>	<b>-4.8544</b>	<b>133.5077</b>	<b>-28.5956</b>	<b>169.1663</b>	<b>0.0678</b>	<b>0.0187</b>
11	1ª	-3.9798	145.9270	0.0000	216.2640	0.1086	0.0341
	2ª	-2.3066	146.1680	-4.8063	218.6860	0.1573	0.0499
	3ª	-3.9611	153.0430	-4.7146	214.5150	0.1012	0.0259
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3.4158</b>	<b>148.3793</b>	<b>-3.1736</b>	<b>216.4883</b>	<b>0.1224</b>	<b>0.0366</b>
12	1ª	-2.1148	140.3780	-12.3735	193.0680	0.2271	0.1124
	2ª	-2.5502	140.5210	-8.6018	199.9920	0.2198	0.0929
	3ª	-6.8394	135.8050	-33.5793	235.8660	0.1640	0.0427
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3.8348</b>	<b>138.9013</b>	<b>-18.1849</b>	<b>209.6420</b>	<b>0.2036</b>	<b>0.0827</b>
13	1ª	-1.7461	134.5840	-4.9204	16.1841	0.1598	0.0447
	2ª	-2.7314	133.8190	0.0000	16.1125	0.2081	0.0648
	3ª	-2.6708	135.8380	-37.3576	247.0590	0.1826	0.0515
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.3828</b>	<b>134.7470</b>	<b>-14.0927</b>	<b>93.1185</b>	<b>0.1835</b>	<b>0.0537</b>
14	1ª	-11.0101	156.1890	-47.4213	247.5600	0.1418	0.0285
	2ª	-9.5608	143.2840	-51.2833	259.1490	0.2142	0.0672
	3ª	-10.1000	141.7260	-54.8879	255.3480	0.1649	0.0431
	<b>MÉDIA</b>	<b>-10.2236</b>	<b>147.0663</b>	<b>-51.1975</b>	<b>254.0190</b>	<b>0.1736</b>	<b>0.0463</b>
15	1ª	-4.4552	130.5340	-24.4488	187.4810	0.0401	0.0096
	2ª	-5.1856	132.4100	-24.3533	178.2990	0.0640	0.0216
	3ª	-4.9632	134.3720	-24.9754	191.3640	0.0716	0.0301
	<b>MÉDIA</b>	<b>-4.8680</b>	<b>132.4387</b>	<b>-24.5925</b>	<b>185.7147</b>	<b>0.0586</b>	<b>0.0204</b>
16	1ª	-4.1785	118.7720	1.7203	14.4262	0.0649	0.0187
	2ª	-4.8559	126.6930	-35.8608	222.9560	0.0625	0.0124
	3ª	-1.8644	125.7380	-1.7824	184.2380	0.1445	0.0288
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3.6329</b>	<b>123.7343</b>	<b>-11.9743</b>	<b>140.5401</b>	<b>0.0907</b>	<b>0.0200</b>

17	1ª	-2.0404	122.2190	8.3735	198.1460	0.2226	0.0810
	2ª	-0.5436	123.5190	2.1957	195.4190	0.2311	0.0943
	3ª	-0.8418	123.4630	6.4561	195.8350	0.2345	0.0826
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.1419</b>	<b>123.0670</b>	<b>5.6751</b>	<b>196.4667</b>	<b>0.2294</b>	<b>0.0860</b>
18	1ª	-0.7987	120.6570	9.2860	169.0050	0.2387	0.0896
	2ª	-0.0876	121.7020	5.6232	170.5720	0.2115	0.0753
	3ª	-2.2281	113.6020	7.5998	169.0950	0.2219	0.0829
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.0381</b>	<b>118.6537</b>	<b>7.5030</b>	<b>169.5573</b>	<b>0.2240</b>	<b>0.0826</b>
19	1ª	-3.0838	111.0790	-14.4101	14.4101	0.1882	0.0435
	2ª	-3.3136	120.9950	-28.5983	222.6580	0.2230	0.0699
	3ª	-3.3054	121.9990	4.1224	18.5510	0.1906	0.0541
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3.2343</b>	<b>118.0243</b>	<b>-12.9620</b>	<b>85.2064</b>	<b>0.2006</b>	<b>0.0558</b>
20	1ª	-1.1156	115.4770	1.4052	170.4980	0.2105	0.0750
	2ª	-4.8537	122.1310	-30.9889	207.7580	0.1717	0.0426
	3ª	-4.9206	122.9310	-32.1777	210.1010	0.1190	0.0281
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3.6300</b>	<b>120.1797</b>	<b>-20.5872</b>	<b>196.1190</b>	<b>0.1671</b>	<b>0.0485</b>
21	1ª	-2.5189	123.8970	-29.6231	226.2930	0.1675	0.0465
	2ª	0.5382	126.6110	-3.7618	14.5731	0.2291	0.1085
	3ª	-3.4084	124.5050	-32.3709	225.2260	0.1984	0.0755
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.7964</b>	<b>125.0043</b>	<b>-21.9186</b>	<b>155.3640</b>	<b>0.1983</b>	<b>0.0768</b>
22	1ª	-2.7120	142.1330	-26.8378	252.7230	0.2746	0.1579
	2ª	-2.9449	139.2760	-21.9802	198.1960	0.2060	0.0665
	3ª	-3.5771	134.1960	-23.9490	197.0640	0.2245	0.0865
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3.0780</b>	<b>138.5350</b>	<b>-24.2557</b>	<b>215.9943</b>	<b>0.2350</b>	<b>0.1036</b>
23	1ª	-1.0391	129.8130	-1.9309	27.3149	0.2024	0.0757
	2ª	-0.4430	126.4730	4.0708	27.5099	0.1850	0.0628
	3ª	-0.6405	126.6000	10.7203	32.1608	0.1685	0.0606
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.7075</b>	<b>127.6287</b>	<b>4.2867</b>	<b>28.9952</b>	<b>0.1853</b>	<b>0.0663</b>

**b. Pé esquerdo**

Tabela A.4 - Apoio dinâmico. pé esquerdo: imagem das pressões médias. valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média

Indivíduo	Medição	Registo Apoio Dinâmico					
		IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ ESQUERDO					
		Localização do COP face ao eixo do pé (mm)	Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)	Índice do arco plantar	Índice do arco plantar modificado
1	1ª	-1.1320	140.0510	-6.7375	32.7859	0.2194	0.0887
	2ª	-3.5808	140.6320	-4.4040	28.6260	0.1871	0.0543
	3ª	-4.7562	144.7520	-27.3493	239.1060	0.1092	0.0272
	MÉDIA	-3.1563	141.8117	-12.8303	100.1726	0.1719	0.0568
2	1ª	-1.5448	131.8880	2.0357	185.2490	0.2151	0.0712
	2ª	-3.8487	144.1380	0.0000	191.7950	0.2224	0.0690
	3ª	-2.7855	130.0740	-1.7376	191.0280	0.1984	0.0494
	MÉDIA	-2.7264	135.3667	0.0994	189.3573	0.2120	0.0632
3	1ª	3.7872	125.1590	33.3195	164.5150	0.2408	0.1491
	2ª	0.4166	130.1990	-8.7211	190.2100	0.2365	0.1284
	3ª	-0.4122	121.2880	33.0922	163.3930	0.2485	0.1248
	MÉDIA	1.2639	125.5487	19.2302	172.7060	0.2420	0.1341
4	1ª	-0.7688	125.6640	-2.0644	35.6519	0.3067	0.2072
	2ª	1.4866	127.7230	-8.2416	180.2100	0.2964	0.2396
	3ª	1.5250	124.8220	2.0517	30.7759	0.2915	0.2093
	MÉDIA	0.7476	126.0697	-2.7514	82.2126	0.2982	0.2187
5	1ª	-1.1121	127.8550	-6.0566	26.2451	0.1979	0.0696
	2ª	1.6470	128.5590	-24.4657	180.2790	0.2172	0.0744
	3ª	-0.9091	129.4300	-4.2212	34.8122	0.2108	0.0721
	MÉDIA	-0.1247	128.6147	-11.5812	80.4454	0.2086	0.0720
6	1ª	1.3835	116.6360	-6.1304	30.6519	0.1863	0.0607
	2ª	-0.0247	119.1230	-4.1515	197.1950	0.1725	0.0529
	3ª	-2.6504	121.0880	-6.1406	38.7953	0.1626	0.0456
	MÉDIA	-0.4305	118.9490	-5.4742	88.8807	0.1738	0.0531
7	1ª	-0.3693	137.2510	-5.5428	192.1150	0.2442	0.1190
	2ª	-0.5398	136.2670	-5.4359	194.0530	0.2602	0.1358
	3ª	-4.4709	141.5080	-38.2468	215.3900	0.2366	0.0993
	MÉDIA	-1.7933	138.3420	-16.4085	200.5193	0.2470	0.1180

8	1ª	-5.3600	135.3930	-35.5617	232.1970	0.2350	0.0842
	2ª	-4.1130	132.2090	-40.2531	230.9260	0.2252	0.0850
	3ª	-3.8619	136.5340	-40.2650	235.2320	0.2170	0.0864
	<b>MÉDIA</b>	<b>-4.4450</b>	<b>134.7120</b>	<b>-38.6933</b>	<b>232.7850</b>	<b>0.2257</b>	<b>0.0852</b>
9	1ª	-3.5151	137.1560	-4.1902	204.9610	0.2482	0.1290
	2ª	-1.7437	136.0380	-8.7112	207.4760	0.2504	0.1610
	3ª	0.0429	133.1590	-4.8799	203.2450	0.2827	0.1717
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.7386</b>	<b>135.4510</b>	<b>-5.9271</b>	<b>205.2273</b>	<b>0.2604</b>	<b>0.1539</b>
10	1ª	-4.7386	139.4170	0.0000	193.6770	0.0633	0.0176
	2ª	-4.6075	136.4510	-8.6341	41.0119	0.0852	0.0350
	3ª	-3.9641	137.8810	-0.2364	196.7110	0.0715	0.0216
	<b>MÉDIA</b>	<b>-4.4367</b>	<b>137.9163</b>	<b>-2.9568</b>	<b>143.8000</b>	<b>0.0734</b>	<b>0.0247</b>
11	1ª	-5.3304	148.5690	-28.6390	254.0610	0.0495	0.0138
	2ª	-3.2957	149.7260	-0.3320	211.5050	0.0873	0.0205
	3ª	-3.5245	139.1250	-32.0094	273.3110	0.1008	0.0379
	<b>MÉDIA</b>	<b>-4.0502</b>	<b>145.8067</b>	<b>-20.3268</b>	<b>246.2923</b>	<b>0.0792</b>	<b>0.0241</b>
12	1ª	-0.3043	146.5350	-10.3938	199.9620	0.2475	0.1244
	2ª	-0.7552	145.9940	-5.8605	196.4350	0.2288	0.1011
	3ª	-2.8079	143.9840	-8.6421	191.5680	0.2190	0.0804
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.2892</b>	<b>145.5043</b>	<b>-8.2988</b>	<b>195.9883</b>	<b>0.2318</b>	<b>0.1020</b>
13	1ª	-2.9077	128.9940	-33.3008	250.0670	0.1458	0.0354
	2ª	1.3809	125.9040	0.0629	33.9522	0.2285	0.0811
	3ª	0.7948	125.0930	0.0000	34.4060	0.1908	0.0514
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.2440</b>	<b>126.6637</b>	<b>-11.0793</b>	<b>106.1417</b>	<b>0.1884</b>	<b>0.0559</b>
14	1ª	-6.4466	145.0960	-49.6320	252.8870	0.1684	0.0441
	2ª	-3.8649	152.2800	-4.2009	217.5180	0.1812	0.0545
	3ª	-3.2233	148.4760	-46.6090	255.7970	0.2014	0.0676
	<b>MÉDIA</b>	<b>-4.5116</b>	<b>148.6173</b>	<b>-33.4806</b>	<b>242.0673</b>	<b>0.1837</b>	<b>0.0554</b>
15	1ª	-5.3501	139.6880	-24.4117	183.4070	0.0201	0.0046
	2ª	-1.0206	137.6790	6.2473	193.6680	0.1949	0.0667
	3ª	-5.8139	140.1710	-24.5177	181.8390	0.0577	0.0186
	<b>MÉDIA</b>	<b>-4.0615</b>	<b>139.1793</b>	<b>-14.2274</b>	<b>186.3047</b>	<b>0.0909</b>	<b>0.0300</b>
16	1ª	-2.4842	120.3200	-10.9684	189.1730	0.0629	0.0143
	2ª	-0.0317	124.9580	-6.0937	192.9660	0.1664	0.0325
	3ª	-1.8801	118.8950	-10.8502	190.0790	0.0721	0.0124
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.4654</b>	<b>121.3910</b>	<b>-9.3041</b>	<b>190.7393</b>	<b>0.1005</b>	<b>0.0197</b>
17	1ª	-0.3607	120.8000	0.2620	23.4262	0.2034	0.0716
	2ª	3.0476	116.4620	4.2459	23.3522	0.2303	0.0973
	3ª	1.5271	115.3180	-2.4102	192.1140	0.2236	0.1125
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.4046</b>	<b>117.5267</b>	<b>0.6992</b>	<b>79.6308</b>	<b>0.2191</b>	<b>0.0938</b>

18	1ª	0.4229	115.4710	1.5920	177.1410	0.2336	0.1028
	2ª	0.3693	116.4110	1.9000	172.9010	0.2285	0.0911
	3ª	-0.6133	116.2530	2.0430	173.9090	0.2335	0.1008
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.0596</b>	<b>116.0450</b>	<b>1.8450</b>	<b>174.6503</b>	<b>0.2318</b>	<b>0.0982</b>
19	1ª	-3.7263	121.7680	-30.5162	175.9340	0.2529	0.0881
	2ª	0.6710	128.1560	-10.0751	187.3970	0.2484	0.1050
	3ª	-3.8574	124.7510	-30.3707	180.2000	0.2290	0.0816
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.3042</b>	<b>124.8917</b>	<b>-23.6540</b>	<b>181.1770</b>	<b>0.2434</b>	<b>0.0916</b>
20	1ª	-5.4506	114.3900	-5.9014	36.0338	0.1086	0.0347
	2ª	-2.7032	117.7820	-9.5950	32.6231	0.1703	0.0570
	3ª	-2.8526	124.3850	5.3422	177.9080	0.1862	0.0676
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3.6688</b>	<b>118.8523</b>	<b>-3.3848</b>	<b>82.1883</b>	<b>0.1551</b>	<b>0.0531</b>
21	1ª	-3.3503	134.7650	-33.3252	235.3600	0.1732	0.0608
	2ª	-2.2208	130.3050	-4.1944	14.6802	0.2019	0.0851
	3ª	-3.2902	131.0830	-37.8313	233.2930	0.1824	0.0813
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.9538</b>	<b>132.0510</b>	<b>-25.1170</b>	<b>161.1111</b>	<b>0.1858</b>	<b>0.0758</b>
22	1ª	-2.2521	137.7660	-4.8242	206.5670	0.2431	0.1067
	2ª	-0.4921	135.4180	-6.4074	203.7330	0.2469	0.1289
	3ª	-1.6019	137.3390	-4.5480	42.5993	0.2592	0.1238
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.4487</b>	<b>136.8410</b>	<b>-5.2599</b>	<b>150.9664</b>	<b>0.2497</b>	<b>0.1198</b>
23	1ª	-2.4969	131.4540	-29.5260	229.8810	0.1590	0.0578
	2ª	-4.2399	127.2910	-4.1927	36.1683	0.1297	0.0493
	3ª	-2.8269	129.7200	-33.2802	236.8680	0.1768	0.0663
	<b>MÉDIA</b>	<b>-3.1879</b>	<b>129.4883</b>	<b>-22.3330</b>	<b>167.6391</b>	<b>0.1552</b>	<b>0.0578</b>

## A.2 Apoio estático

### A.2.1 Extração dos parâmetros plantares das imagens representativas e determinação da respetiva média

#### A.2.1.1 *Frame* aleatória

##### a. Pé direito

Tabela A.5 - Apoio estático. pé direito: *frame* aleatória. valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média

Indivíduo	Medição	Registo Apoio Estático					
		FRAME ALEATÓRIA - PÉ DIREITO					
		Localização do <i>COP</i> face ao eixo do pé (mm)	Localização do <i>COP</i> face ao limite posterior do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)	Índice do arco plantar	Índice do arco plantar modificado
1	1ª	-2.2874	90.0947	-1.9002	25.7527	0.1667	0.0603
	2ª	-2.9963	77.5680	-4.1704	26.0113	0.1574	0.0513
	3ª	-1.6889	81.7091	-6.1291	26.5593	0.1049	0.0276
	MÉDIA	-2.3242	83.1239	-4.0666	26.1078	0.1430	0.0464
2	1ª	1.1828	64.3780	-3.6803	20.1927	0.0608	0.0186
	2ª	2.0662	67.8773	-5.8038	20.7372	0.0537	0.0156
	3ª	1.3733	83.0668	-7.4112	24.1094	0.0624	0.0204
	MÉDIA	1.5408	71.7740	-5.6318	21.6798	0.0589	0.0182
3	1ª	0.8131	89.2253	-9.4465	28.6199	0.1002	0.0310
	2ª	2.9957	79.8214	-7.6145	24.7471	0.1630	0.0488
	3ª	2.2196	80.4792	-5.4176	21.0285	0.1847	0.0601
	MÉDIA	2.0095	83.1753	-7.4929	24.7985	0.1493	0.0466
4	1ª	-2.4140	71.1242	-5.3248	27.3026	0.0667	0.0236
	2ª	-2.5645	84.1117	-7.3227	26.7294	0.1201	0.0482
	3ª	-0.0717	70.4305	-5.4193	26.9159	0.1552	0.0728
	MÉDIA	-1.6834	75.2221	-6.0223	26.9826	0.1140	0.0482
5	1ª	-1.1961	76.9732	-6.9963	26.0532	0.1688	0.0600
	2ª	-0.6899	64.1142	-7.1890	26.5732	0.1229	0.0331
	3ª	-0.4207	68.9573	-6.9642	25.9338	0.1453	0.0500
	MÉDIA	-0.7689	70.0149	-7.0499	26.1867	0.1457	0.0477

6	1ª	0.7595	91.5210	-3.6369	27.2267	0.1413	0.0545
	2ª	0.6671	72.4785	-3.6356	27.4208	0.0712	0.0319
	3ª	0.1653	68.8797	-3.6505	16.4274	0.0453	0.0140
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.5306</b>	<b>77.6264</b>	<b>-3.6410</b>	<b>23.6916</b>	<b>0.0859</b>	<b>0.0335</b>
7	1ª	-1.0010	80.7080	-11.2494	28.1236	0.0453	0.0189
	2ª	-2.0239	82.0081	-5.7148	20.4488	0.0527	0.0204
	3ª	-2.1493	95.3500	-9.2299	31.5297	0.0430	0.0168
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.7247</b>	<b>86.0220</b>	<b>-8.7314</b>	<b>26.7007</b>	<b>0.0470</b>	<b>0.0187</b>
8	1ª	-2.6637	74.4033	-8.7480	22.9068	0.0032	0.0005
	2ª	-1.4658	74.3402	-1.7412	22.6127	0.0000	0.0000
	3ª	-2.1717	66.0416	-8.4360	22.0083	0.0000	0.0001
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.1004</b>	<b>71.5950</b>	<b>-6.3084</b>	<b>22.5093</b>	<b>0.0011</b>	<b>0.0002</b>
9	1ª	-2.4681	66.1810	-5.6191	28.4294	0.0298	0.0106
	2ª	-2.1973	75.3452	-7.5649	24.5219	0.0135	0.0039
	3ª	-2.1336	52.4593	-7.4915	28.1924	0.0436	0.0094
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.2663</b>	<b>64.6618</b>	<b>-6.8918</b>	<b>27.0479</b>	<b>0.0290</b>	<b>0.0080</b>
10	1ª	0.1902	69.8043	-5.3760	19.7885	0.0945	0.0346
	2ª	-1.0074	69.8934	-3.9216	20.3276	0.0644	0.0230
	3ª	-0.3772	76.7585	-7.4369	27.5641	0.0811	0.0310
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.3981</b>	<b>72.1521</b>	<b>-5.5782</b>	<b>22.5601</b>	<b>0.0800</b>	<b>0.0295</b>
11	1ª	-0.6423	95.7984	-1.9832	29.7483	0.0756	0.0209
	2ª	3.5727	85.9461	-0.0817	32.8604	0.1885	0.0882
	3ª	2.8790	92.9083	0.0592	33.7001	0.1884	0.0818
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.9365</b>	<b>91.5509</b>	<b>-0.6686</b>	<b>32.1029</b>	<b>0.1508</b>	<b>0.0637</b>
12	1ª	-1.7000	86.5460	-8.7568	23.1369	0.0278	0.0087
	2ª	-1.8798	75.0310	-9.0796	26.7120	0.0608	0.0210
	3ª	-0.3166	77.2643	-7.2261	26.7100	0.1177	0.0450
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.2988</b>	<b>79.6138</b>	<b>-8.3542</b>	<b>25.5196</b>	<b>0.0688</b>	<b>0.0249</b>
13	1ª	-2.8752	77.9293	-5.8009	25.3461	0.0018	0.0002
	2ª	-2.9524	65.8807	-5.7636	25.1407	0.0119	0.0022
	3ª	-2.6135	56.1445	-3.8724	25.5755	0.0228	0.0037
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.8137</b>	<b>66.6515</b>	<b>-5.1456</b>	<b>25.3541</b>	<b>0.0121</b>	<b>0.0021</b>
14	1ª	-0.2329	52.6475	-5.3010	22.9007	0.1228	0.0428
	2ª	0.9587	57.3023	-7.2624	27.6734	0.1070	0.0315
	3ª	0.5625	74.7921	-5.3141	26.4990	0.1443	0.0571
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.4294</b>	<b>61.5806</b>	<b>-5.9591</b>	<b>25.6910</b>	<b>0.1247</b>	<b>0.0438</b>
15	1ª	2.4925	71.9519	-4.1626	25.4872	0.0386	0.0089
	2ª	1.2390	71.7445	3.5922	23.7861	0.1347	0.0539
	3ª	0.9619	71.6785	5.3285	23.0901	0.1786	0.0588
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.5645</b>	<b>71.7916</b>	<b>1.5860</b>	<b>24.1211</b>	<b>0.1173</b>	<b>0.0405</b>

16	1ª	-0.9676	77.9119	-3.6086	30.6735	0.0176	0.0048
	2ª	-0.5064	60.6161	-3.5470	26.6021	0.0191	0.0039
	3ª	-4.6815	57.2802	-7.2723	20.1738	0.0627	0.0237
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.0518</b>	<b>65.2694</b>	<b>-4.8093</b>	<b>25.8165</b>	<b>0.0332</b>	<b>0.0108</b>
17	1ª	-3.0280	62.3523	-7.6155	28.6694	0.0000	0.0000
	2ª	-0.3807	59.5167	-7.5477	27.7185	0.0162	0.0021
	3ª	-3.1021	56.8238	-7.6702	24.6481	0.0038	0.0008
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.1703</b>	<b>59.5643</b>	<b>-7.6111</b>	<b>27.0120</b>	<b>0.0066</b>	<b>0.0010</b>
18	1ª	0.6305	72.9530	-1.8754	21.1949	0.0832	0.0224
	2ª	2.1929	72.5464	-3.9319	25.5575	0.1371	0.0486
	3ª	1.1259	75.8725	-1.8666	20.5323	0.1410	0.0512
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.3164</b>	<b>73.7906</b>	<b>-2.5580</b>	<b>22.4282</b>	<b>0.1204</b>	<b>0.0407</b>
19	1ª	2.9604	100.9060	29.9603	169.0620	0.1927	0.1247
	2ª	4.0308	98.3279	30.3276	171.8560	0.2065	0.1295
	3ª	4.1142	83.6624	-6.0359	22.1529	0.1923	0.1111
	<b>MÉDIA</b>	<b>3.7018</b>	<b>94.2988</b>	<b>18.0840</b>	<b>121.0236</b>	<b>0.1972</b>	<b>0.1218</b>
20	1ª	-0.2158	58.3678	-3.5145	26.3585	0.0944	0.0489
	2ª	-0.4693	72.9203	-8.7280	33.1664	0.0619	0.0237
	3ª	-0.1579	61.9437	-3.5432	23.3441	0.0780	0.0362
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.2810</b>	<b>64.4106</b>	<b>-5.2619</b>	<b>27.6230</b>	<b>0.0781</b>	<b>0.0363</b>
21	1ª	2.5395	66.7913	-1.8156	26.1221	0.1563	0.0595
	2ª	1.7906	66.4986	-3.5260	22.9187	0.1159	0.0416
	3ª	0.6557	73.0710	-5.2736	22.9278	0.1262	0.0427
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.6619</b>	<b>68.7870</b>	<b>-3.5384</b>	<b>23.9895</b>	<b>0.1328</b>	<b>0.0479</b>
22	1ª	-1.5417	66.0869	-3.4526	22.4415	0.0754	0.0227
	2ª	-0.0890	63.3488	-3.3997	22.3641	0.1692	0.0789
	3ª	1.1565	61.5602	1.7440	25.4802	0.1780	0.0863
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.1581</b>	<b>63.6653</b>	<b>-1.7027</b>	<b>23.4286</b>	<b>0.1409</b>	<b>0.0626</b>
23	1ª	-1.2226	80.5075	-5.8275	24.9464	0.0122	0.0029
	2ª	-0.4904	78.4708	-5.8279	28.7843	0.0398	0.0149
	3ª	-0.6719	69.0870	-4.0039	21.4692	0.0369	0.0130
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.7950</b>	<b>76.0218</b>	<b>-5.2198</b>	<b>25.0666</b>	<b>0.0296</b>	<b>0.0103</b>
24	1ª	1.8277	122.0080	-3.8627	183.4780	0.2241	0.1635
	2ª	-0.3082	127.0490	-7.7234	183.4300	0.2124	0.1132
	3ª	2.3545	111.7650	-8.1355	184.5910	0.2192	0.1592
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.2913</b>	<b>120.2740</b>	<b>-6.5739</b>	<b>183.8330</b>	<b>0.2186</b>	<b>0.1453</b>
25	1ª	-2.8864	93.3740	-7.0460	26.5236	0.0306	0.0891
	2ª	-2.0297	80.4379	-5.3440	23.1575	0.0427	0.0141
	3ª	-2.1504	95.8709	-10.3632	33.3637	0.0174	0.0039
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.3555</b>	<b>89.8943</b>	<b>-7.5844</b>	<b>27.6816</b>	<b>0.0302</b>	<b>0.0357</b>



26	1ª	-3.3508	97.7184	-7.4888	28.2904	0.0000	0.0000
	2ª	-2.5244	85.9100	-5.5821	24.3686	0.0000	0.0000
	3ª	-1.7136	72.1587	-3.8221	21.0215	0.0086	0.0017
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.5296</b>	<b>85.2624</b>	<b>-5.6310</b>	<b>24.5602</b>	<b>0.0029</b>	<b>0.0006</b>
27	1ª	-0.2279	70.3557	-3.9002	29.1027	0.1549	0.0650
	2ª	-0.0727	60.6325	-3.9944	21.9693	0.0497	0.0125
	3ª	-0.4332	60.4177	-5.9374	21.7705	0.0419	0.0091
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.2446</b>	<b>63.8020</b>	<b>-4.6107</b>	<b>24.2808</b>	<b>0.0822</b>	<b>0.0289</b>
28	1ª	1.1896	71.1310	-7.2329	27.1234	0.0099	0.0018
	2ª	0.8418	73.6971	-3.6338	27.2538	0.0121	0.0024
	3ª	0.7231	74.1703	-3.5803	23.2721	0.0115	0.0023
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.9182</b>	<b>72.9995</b>	<b>-4.8157</b>	<b>25.8831</b>	<b>0.0112</b>	<b>0.0022</b>
29	1ª	-1.3139	89.0462	-5.7078	21.0977	0.0000	0.0000
	2ª	-2.3128	106.4700	-1.9522	25.3782	0.0000	0.0000
	3ª	-2.2538	86.1074	-5.7580	21.0367	0.0000	0.0000
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.9602</b>	<b>93.8745</b>	<b>-4.4726</b>	<b>22.5042</b>	<b>0.0000</b>	<b>0.0000</b>

### b. Pé esquerdo

Tabela A.6 - Apoio estático. pé esquerdo: *frame* aleatória. valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média

		Registo Apoio Estático					
		FRAME ALEATÓRIA - PÉ ESQUERDO					
Indivíduo	Medição	Localização do <i>COP</i> face ao eixo do pé (mm)	Localização do <i>COP</i> face ao limite posterior do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)	Índice do arco plantar	Índice do arco plantar modificado
1	1ª	-2.2594	79.5110	-5.9109	29.7574	0.0742	0.0271
	2ª	-2.4400	75.6429	-6.0104	30.0520	0.0599	0.0167
	3ª	-0.5958	71.4261	-0.0827	22.1516	0.1059	0.0281
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.7651</b>	<b>75.5267</b>	<b>-4.0014</b>	<b>27.3203</b>	<b>0.0800</b>	<b>0.0240</b>
2	1ª	1.2911	104.0160	-7.3055	23.7429	0.0806	0.0340
	2ª	1.3529	98.4545	-7.3814	23.8850	0.1147	0.0405
	3ª	-0.0426	86.6848	-5.4911	23.9523	0.0751	0.0287
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.8671</b>	<b>96.3852</b>	<b>-6.7260</b>	<b>23.8601</b>	<b>0.0901</b>	<b>0.0344</b>
3	1ª	0.0693	93.9534	-7.4842	177.7490	0.2127	0.0950
	2ª	1.4475	105.3710	0.2952	175.9550	0.1591	0.0593
	3ª	1.2725	86.5507	-1.8365	27.5473	0.2142	0.1058
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.9297</b>	<b>95.2918</b>	<b>-3.0085</b>	<b>127.0840</b>	<b>0.1953</b>	<b>0.0867</b>

4	1ª	0.1103	66.2535	-3.6900	27.0774	0.1100	0.0478
	2ª	1.3670	90.9253	-1.7214	29.2645	0.1667	0.0855
	3ª	-1.3845	75.7368	-5.2778	26.3890	0.1466	0.0673
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.0309</b>	<b>77.6385</b>	<b>-3.5631</b>	<b>27.5770</b>	<b>0.1411</b>	<b>0.0669</b>
5	1ª	-1.2137	72.2567	-5.4131	27.1241	0.0046	0.0010
	2ª	-3.5085	75.2267	-7.1426	26.5900	0.0135	0.0025
	3ª	-0.5241	69.4562	-3.5912	26.8005	0.0507	0.0172
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.7488</b>	<b>72.3132</b>	<b>-5.3823</b>	<b>26.8382</b>	<b>0.0230</b>	<b>0.0069</b>
6	1ª	-1.4818	71.2705	-7.3893	20.4297	0.0007	0.0002
	2ª	-0.7934	67.2651	-3.6831	16.5738	0.0038	0.0005
	3ª	-1.8456	82.7093	-5.5320	23.6968	0.0441	0.0138
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.3736</b>	<b>73.7483</b>	<b>-5.5348</b>	<b>20.2334</b>	<b>0.0162</b>	<b>0.0049</b>
7	1ª	0.7734	90.9270	-14.7812	23.7983	0.0113	0.0037
	2ª	0.2825	79.2644	-12.9410	23.9458	0.0117	0.0028
	3ª	-0.1057	82.9549	-14.8331	27.8120	0.0401	0.0117
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.3167</b>	<b>84.3821</b>	<b>-14.1851</b>	<b>25.1854</b>	<b>0.0210</b>	<b>0.0061</b>
8	1ª	-1.0869	69.4615	-3.4029	22.1189	0.0235	0.0064
	2ª	-1.4833	66.9801	-5.2523	26.2613	0.0162	0.0041
	3ª	-0.5327	60.3834	-8.6954	19.0634	0.0000	0.0000
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.0343</b>	<b>65.6083</b>	<b>-5.7835</b>	<b>22.4812</b>	<b>0.0132</b>	<b>0.0035</b>
9	1ª	-3.6409	87.8936	-9.2501	27.6985	0.0256	0.0079
	2ª	-0.6309	56.7938	-5.7413	24.8788	0.0031	0.0006
	3ª	-1.5904	58.0861	-9.2314	27.9718	0.0452	0.0186
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.9541</b>	<b>67.5912</b>	<b>-8.0743</b>	<b>26.8497</b>	<b>0.0246</b>	<b>0.0090</b>
10	1ª	-0.7008	87.6199	-7.1463	23.2256	0.0084	0.0018
	2ª	-1.4160	71.8379	-3.5899	23.3345	0.0216	0.0055
	3ª	-1.1088	77.2776	-8.6555	19.3350	0.0056	0.0010
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.0752</b>	<b>78.9118</b>	<b>-6.4639</b>	<b>21.9650</b>	<b>0.0119</b>	<b>0.0028</b>
11	1ª	-0.3731	80.4118	-5.8864	34.2443	0.0443	0.0181
	2ª	0.7605	71.1695	-6.1393	26.1239	0.0657	0.0254
	3ª	-0.2226	99.0119	-2.0040	34.0679	0.0641	0.0207
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.0549</b>	<b>83.5311</b>	<b>-4.6766</b>	<b>31.4787</b>	<b>0.0580</b>	<b>0.0214</b>
12	1ª	-3.5164	80.5963	-12.4442	23.2418	0.0776	0.0291
	2ª	-1.5084	77.9982	-8.9661	26.3644	0.0490	0.0172
	3ª	-2.3814	78.8528	-12.4030	23.2061	0.0634	0.0249
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.4687</b>	<b>79.1491</b>	<b>-11.2711</b>	<b>24.2708</b>	<b>0.0633</b>	<b>0.0238</b>
13	1ª	-1.3689	87.4605	-3.9454	183.4620	0.0018	0.0006
	2ª	-2.0768	75.5717	-4.0700	25.8358	0.0000	0.0000
	3ª	-1.7203	84.3715	-6.0024	26.0102	0.0000	0.0000
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.7220</b>	<b>82.4679</b>	<b>-4.6726</b>	<b>78.4361</b>	<b>0.0006</b>	<b>0.0002</b>

14	1ª	-1.9763	77.3753	-9.1453	30.5657	0.0378	0.0182
	2ª	-1.2070	64.0903	-7.3629	23.6645	0.0268	0.0088
	3ª	-1.7837	58.3063	-7.1879	26.9544	0.0072	0.0015
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.6556</b>	<b>66.5906</b>	<b>-7.8987</b>	<b>27.0616</b>	<b>0.0239</b>	<b>0.0095</b>
15	1ª	-1.4644	67.1361	-5.8330	25.2416	0.0444	0.0128
	2ª	0.9810	80.0003	-1.9607	25.8539	0.0655	0.0192
	3ª	0.6558	74.3944	-1.9809	21.7894	0.0518	0.0157
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.0575</b>	<b>73.8436</b>	<b>-3.2582</b>	<b>24.2950</b>	<b>0.0539</b>	<b>0.0159</b>
16	1ª	-0.3464	53.9576	-3.5979	19.7882	0.0058	0.0014
	2ª	0.9711	52.6632	0.0000	22.7681	0.0187	0.0039
	3ª	-1.3673	60.4668	-5.3361	23.1229	0.0523	0.0181
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.2475</b>	<b>55.6959</b>	<b>-2.9780</b>	<b>21.8931</b>	<b>0.0256</b>	<b>0.0078</b>
17	1ª	-4.0557	90.3426	-7.5765	24.0933	0.0000	0.0000
	2ª	-1.9520	92.4692	-7.6238	27.9294	0.0000	0.0004
	3ª	-1.6651	84.1367	-5.6865	28.5204	0.0098	0.0018
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.5576</b>	<b>88.9829</b>	<b>-6.9622</b>	<b>26.8477</b>	<b>0.0033</b>	<b>0.0007</b>
18	1ª	1.5805	75.3975	-3.8592	21.3314	0.1169	0.0308
	2ª	0.2199	66.2332	1.9124	21.0360	0.1359	0.0477
	3ª	0.9733	70.1906	0.0000	24.1680	0.1461	0.0520
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.9245</b>	<b>70.6071</b>	<b>-0.6489</b>	<b>22.1785</b>	<b>0.1330</b>	<b>0.0435</b>
19	1ª	-1.8980	68.7237	-2.0184	26.5834	0.0000	0.0000
	2ª	1.0807	66.8058	2.1263	23.3613	0.0000	0.0000
	3ª	0.0122	69.0330	0.0000	27.4098	0.0000	0.0000
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.2684</b>	<b>68.1875</b>	<b>0.0360</b>	<b>25.7848</b>	<b>0.0000</b>	<b>0.0000</b>
20	1ª	-1.7293	68.9425	-8.8505	30.0915	0.0799	0.0414
	2ª	-1.8693	66.3688	-7.2359	26.7463	0.0677	0.0326
	3ª	-3.9363	67.4632	-7.0498	26.2361	0.0698	0.0328
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.5116</b>	<b>67.5915</b>	<b>-7.7120</b>	<b>27.6913</b>	<b>0.0725</b>	<b>0.0356</b>
21	1ª	-0.7633	76.4782	-7.0734	19.4517	0.0107	0.0025
	2ª	-1.1014	80.6446	-3.5797	30.1344	0.0078	0.0024
	3ª	-0.4444	78.1559	-5.3786	23.1583	0.0180	0.0054
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.7697</b>	<b>78.4262</b>	<b>-5.3439</b>	<b>24.2481</b>	<b>0.0121</b>	<b>0.0034</b>
22	1ª	0.7977	66.6554	-3.7364	23.1056	0.1864	0.0736
	2ª	1.0026	73.4078	-8.6404	25.9211	0.1401	0.0469
	3ª	1.1306	71.2856	-5.2981	22.9583	0.0911	0.0366
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.9770</b>	<b>70.4496</b>	<b>-5.8916</b>	<b>23.9950</b>	<b>0.1392</b>	<b>0.0523</b>
23	1ª	-1.9720	52.8144	-5.6555	24.8991	0.0197	0.0034
	2ª	-1.2892	57.2654	-7.8909	21.4228	0.0160	0.0034
	3ª	1.4319	57.5650	-5.8456	25.3309	0.0466	0.0162
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.6098</b>	<b>55.8816</b>	<b>-6.4640</b>	<b>23.8842</b>	<b>0.0274</b>	<b>0.0077</b>
24	1ª	0.8194	78.9855	-9.6991	21.2969	0.2075	0.0951
	2ª	2.3569	91.7394	-6.0535	30.0343	0.2185	0.1107
	3ª	1.7169	85.6979	-6.0108	25.3943	0.1885	0.0828
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.6311</b>	<b>85.4743</b>	<b>-7.2545</b>	<b>25.5751</b>	<b>0.2048</b>	<b>0.0962</b>

25	1ª	-1.4570	73.6863	-7.2319	26.6372	0.0331	0.0102
	2ª	-1.0314	78.7034	-5.4096	27.0479	0.0506	0.0221
	3ª	1.5625	99.6767	3.6045	163.5180	0.1683	0.0718
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.3086</b>	<b>84.0221</b>	<b>-3.0123</b>	<b>72.4010</b>	<b>0.0840</b>	<b>0.0347</b>
26	1ª	-3.7893	96.6353	-3.8189	28.6415	0.0430	0.0096
	2ª	-1.6338	103.8530	-5.5523	31.4630	0.1356	0.0430
	3ª	-1.4579	102.1650	-1.8838	28.2869	0.1711	0.0638
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.2937</b>	<b>100.8840</b>	<b>-3.7516</b>	<b>29.4638</b>	<b>0.1166</b>	<b>0.0388</b>
27	1ª	0.9227	74.3612	-3.6742	20.7441	0.1318	0.0454
	2ª	1.0893	75.9665	-3.6304	20.6569	0.2059	0.0889
	3ª	1.5046	76.5009	-1.7316	24.1947	0.2257	0.1109
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.1722</b>	<b>75.6095</b>	<b>-3.0121</b>	<b>21.8652</b>	<b>0.1878</b>	<b>0.0817</b>
28	1ª	1.2102	80.3260	-9.0140	23.4364	0.0243	0.0067
	2ª	1.5814	68.8183	-7.2081	27.0305	0.0319	0.0081
	3ª	2.1636	74.6022	-7.1879	23.3605	0.0150	0.0050
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.6517</b>	<b>74.5821</b>	<b>-7.8033</b>	<b>24.6091</b>	<b>0.0237</b>	<b>0.0066</b>
29	1ª	-1.3618	107.9510	-3.7017	21.2755	0.0018	0.0004
	2ª	-2.6378	94.9278	-7.7327	21.2650	0.0133	0.0027
	3ª	-1.0498	99.6275	-5.8519	25.2149	0.0086	0.0017
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.6831</b>	<b>100.8350</b>	<b>-5.7621</b>	<b>22.5851</b>	<b>0.0079</b>	<b>0.0016</b>

### A.2.1.2 Imagem das pressões médias

#### a. Pé direito

Tabela A.7 - Apoio estático. pé direito: imagem das pressões médias. valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média

		Registo Apoio Estático					
		IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ DIREITO					
Indivíduo	Medição	Localização do COP face ao eixo do pé (mm)	Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)	Índice do arco plantar	Índice do arco plantar modificado
1	1ª	-2.8373	85.3236	-3.9459	25.6483	0.1495	0.0503
	2ª	-1.7209	77.7668	0.0000	25.9181	0.1528	0.0494
	3ª	-0.8884	85.3985	-4.0962	26.5027	0.1261	0.0345
	MÉDIA	-1.8155	82.8296	-2.6807	26.0230	0.1428	0.0447
2	1ª	1.8838	74.3662	-3.7128	20.4202	0.0551	0.0157
	2ª	0.3202	68.4721	-7.6573	21.0577	0.0519	0.0162
	3ª	2.5607	79.8080	-3.8041	20.3749	0.0347	0.0111
	MÉDIA	1.5882	74.2154	-5.0581	20.6176	0.0472	0.0143
3	1ª	0.9345	86.5778	-9.6656	24.9235	0.0898	0.0284
	2ª	2.9535	77.0082	-11.5263	24.9736	0.1507	0.0432
	3ª	1.5650	79.6513	-9.6121	24.9915	0.1800	0.0568
	MÉDIA	1.8177	81.0791	-10.2680	24.9629	0.1401	0.0428
4	1ª	-2.4593	71.7239	-5.2288	27.0311	0.1028	0.0471
	2ª	-3.1855	82.8666	-8.7995	26.3986	0.1181	0.0486
	3ª	-0.6227	65.5860	-5.3924	23.3669	0.1487	0.0612
	MÉDIA	-2.0892	73.3922	-6.4736	25.5989	0.1232	0.0523
5	1ª	-1.3142	72.9587	-7.1957	27.1806	0.1313	0.0450
	2ª	0.7619	61.2469	-3.6390	23.2859	0.1082	0.0290
	3ª	-0.1708	67.5582	-8.7712	26.7951	0.1519	0.0461
	MÉDIA	-0.2410	67.2546	-6.5353	25.7539	0.1305	0.0400
6	1ª	0.9858	94.3764	-3.6070	27.0525	0.1456	0.0573
	2ª	-0.3656	69.8661	-11.0359	24.0736	0.0583	0.0223
	3ª	-0.0711	70.0315	-3.5972	16.7721	0.0098	0.0022
	MÉDIA	0.1831	78.0913	-6.0800	22.6327	0.0712	0.0273

7	1ª	-1.2963	81.4676	-3.7488	20.6182	0.0454	0.0196
	2ª	-2.2791	82.0181	-5.7697	20.5321	0.0553	0.0223
	3ª	-2.3293	95.4534	-5.5721	27.5223	0.0192	0.0053
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.9682</b>	<b>86.3130</b>	<b>-5.0302</b>	<b>22.8909</b>	<b>0.0400</b>	<b>0.0157</b>
8	1ª	-1.3497	75.6690	-5.1155	22.2047	0.0000	0.0001
	2ª	-3.0028	78.1993	-5.2228	22.6320	0.0025	0.0006
	3ª	-0.8194	69.0468	-3.4569	22.2797	0.0000	0.0004
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.7240</b>	<b>74.3050</b>	<b>-4.5984</b>	<b>22.3721</b>	<b>0.0008</b>	<b>0.0004</b>
9	1ª	-1.4491	60.3204	-7.5676	24.5948	0.0117	0.0046
	2ª	-1.9546	77.3936	-3.7392	27.9034	0.0000	0.0001
	3ª	-1.8201	50.9049	-7.3905	24.2607	0.0313	0.0067
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.7413</b>	<b>62.8730</b>	<b>-6.2325</b>	<b>25.5863</b>	<b>0.0143</b>	<b>0.0038</b>
10	1ª	0.9986	75.2190	-3.4442	23.0081	0.0672	0.0181
	2ª	-1.1165	70.9633	-1.8571	27.8566	0.0689	0.0235
	3ª	-0.3944	70.2392	-7.5047	24.0380	0.0829	0.0305
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.1707</b>	<b>72.1405</b>	<b>-4.2687</b>	<b>24.9676</b>	<b>0.0730</b>	<b>0.0241</b>
11	1ª	-1.2538	95.3660	-2.0607	33.5668	0.1292	0.0525
	2ª	1.9718	85.1696	-2.0414	29.4025	0.1911	0.0886
	3ª	1.6024	90.7089	-4.0092	25.3959	0.1887	0.0832
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.7735</b>	<b>90.4148</b>	<b>-2.7038</b>	<b>29.4551</b>	<b>0.1697</b>	<b>0.0748</b>
12	1ª	-2.0456	86.8333	-10.6492	23.0732	0.0303	0.0088
	2ª	-1.4728	76.5927	-9.0405	26.7171	0.0700	0.0245
	3ª	-0.2528	76.7082	-7.1969	23.3897	0.1283	0.0486
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.2571</b>	<b>80.0447</b>	<b>-8.9622</b>	<b>24.3933</b>	<b>0.0762</b>	<b>0.0273</b>
13	1ª	-2.6865	78.1165	-3.7076	24.7991	0.0085	0.0017
	2ª	-3.2066	64.9325	-5.7346	25.0143	0.0088	0.0024
	3ª	-2.8241	68.8660	-3.8435	25.5703	0.0000	0.0024
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.9057</b>	<b>70.6383</b>	<b>-4.4286</b>	<b>25.1279</b>	<b>0.0058</b>	<b>0.0021</b>
14	1ª	-0.5747	56.5061	-6.9420	26.0323	0.1122	0.0446
	2ª	0.5080	61.5401	-9.0318	23.2996	0.1426	0.0505
	3ª	1.8582	76.0590	-5.3578	23.3705	0.0887	0.0277
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.5972</b>	<b>64.7017</b>	<b>-7.1105</b>	<b>24.2341</b>	<b>0.1145</b>	<b>0.0409</b>
15	1ª	0.5085	75.0042	0.0000	24.6766	0.0670	0.0322
	2ª	1.8727	70.9338	3.5843	20.3751	0.1437	0.0498
	3ª	1.6982	73.0989	5.3666	23.2554	0.2026	0.0838
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.3598</b>	<b>73.0123</b>	<b>2.9837</b>	<b>22.7690</b>	<b>0.1378</b>	<b>0.0553</b>
16	1ª	-1.9820	68.1815	-7.3132	30.4607	0.0181	0.0048
	2ª	-1.2765	62.6023	-3.5883	26.9119	0.0186	0.0046
	3ª	-4.7923	59.9441	-7.2387	23.5259	0.0102	0.0022
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.6836</b>	<b>63.5760</b>	<b>-6.0467</b>	<b>26.9662</b>	<b>0.0156</b>	<b>0.0039</b>

17	1ª	-1.6419	62.8887	-3.7462	28.7257	0.0000	0.0000
	2ª	0.3523	55.5422	-7.4681	24.2714	0.0000	0.0000
	3ª	-2.0894	62.5688	-5.7474	28.7371	0.0000	0.0000
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.1263</b>	<b>60.3332</b>	<b>-5.6539</b>	<b>27.2447</b>	<b>0.0000</b>	<b>0.0000</b>
18	1ª	1.0741	71.5839	-3.9723	25.8794	0.1303	0.0475
	2ª	-0.0234	75.7910	-3.9282	21.6049	0.1443	0.0558
	3ª	0.9734	76.9333	-1.8760	24.3876	0.1467	0.0537
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.6747</b>	<b>74.7694</b>	<b>-3.2588</b>	<b>23.9573</b>	<b>0.1405</b>	<b>0.0524</b>
19	1ª	5.6384	101.6830	33.7724	170.9730	0.1787	0.1188
	2ª	3.1823	90.5878	29.6664	171.6410	0.1739	0.1001
	3ª	5.6276	101.7870	35.7496	169.1890	0.2316	0.1687
	<b>MÉDIA</b>	<b>4.8161</b>	<b>98.0193</b>	<b>33.0628</b>	<b>170.6010</b>	<b>0.1948</b>	<b>0.1292</b>
20	1ª	-0.9157	54.5145	-5.1847	26.4128	0.0862	0.0413
	2ª	-0.7680	72.6713	-5.1714	29.6742	0.0606	0.0261
	3ª	1.0528	61.8934	-1.6032	22.5854	0.0892	0.0436
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.2103</b>	<b>63.0264</b>	<b>-3.9864</b>	<b>26.2241</b>	<b>0.0787</b>	<b>0.0370</b>
21	1ª	2.3326	69.2241	-6.6904	25.0889	0.1698	0.0677
	2ª	1.3220	67.0085	-1.6798	22.8706	0.1195	0.0397
	3ª	1.3378	75.8625	-1.7655	30.0131	0.1031	0.0275
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.6641</b>	<b>70.6984</b>	<b>-3.3785</b>	<b>25.9909</b>	<b>0.1308</b>	<b>0.0449</b>
22	1ª	-0.7750	65.1845	-10.3490	25.8725	0.0699	0.0220
	2ª	1.2855	68.1708	-3.4072	21.7493	0.1554	0.0563
	3ª	-0.5977	63.0467	-3.4288	25.7163	0.1694	0.0789
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.0291</b>	<b>65.4673</b>	<b>-5.7283</b>	<b>24.4460</b>	<b>0.1316</b>	<b>0.0524</b>
23	1ª	-0.4783	81.1356	-5.6523	28.8429	0.0170	0.0050
	2ª	-1.1679	78.5657	-3.9602	25.2166	0.0329	0.0106
	3ª	-1.5477	66.9213	-7.6679	24.9206	0.0251	0.0086
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.0646</b>	<b>75.5409</b>	<b>-5.7601</b>	<b>26.3267</b>	<b>0.0250</b>	<b>0.0081</b>
24	1ª	0.7968	124.8500	-5.7883	187.1560	0.2372	0.1744
	2ª	-0.9250	121.5090	-9.6462	183.2780	0.2001	0.0988
	3ª	1.9221	111.0250	-8.2068	183.7040	0.2230	0.1620
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.5980</b>	<b>119.1280</b>	<b>-7.8804</b>	<b>184.7127</b>	<b>0.2201</b>	<b>0.1451</b>
25	1ª	-2.1075	91.5422	-3.5393	26.4943	0.0245	0.0066
	2ª	-1.3044	82.5557	-5.4230	26.9144	0.0484	0.0176
	3ª	-1.2061	92.0860	-1.7653	22.9485	0.0167	0.0043
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.5393</b>	<b>88.7280</b>	<b>-3.5758</b>	<b>25.4524</b>	<b>0.0299</b>	<b>0.0095</b>
26	1ª	-2.6944	98.5645	-5.6050	24.2881	0.0000	0.0000
	2ª	-3.3218	90.6318	-5.6770	24.6004	0.0129	0.0037
	3ª	-1.2716	70.9694	-5.6816	20.8326	0.0069	0.0014
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.4293</b>	<b>86.7219</b>	<b>-5.6545</b>	<b>23.2404</b>	<b>0.0066</b>	<b>0.0017</b>

27	1ª	0.6127	68.6370	-4.1090	25.8119	0.0945	0.0275
	2ª	0.5907	70.4899	-3.9524	25.6907	0.0048	0.0012
	3ª	-0.7452	67.4085	-7.7369	21.9128	0.0519	0.0150
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.1527</b>	<b>68.8451</b>	<b>-5.2661</b>	<b>24.4718</b>	<b>0.0504</b>	<b>0.0146</b>
28	1ª	1.0104	70.9933	-7.0723	22.9850	0.0062	0.0013
	2ª	0.9322	70.1164	-3.5782	23.2585	0.0094	0.0016
	3ª	0.3615	71.7806	-7.1745	26.7089	0.0093	0.0032
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.7680</b>	<b>70.9634</b>	<b>-5.9417</b>	<b>24.3175</b>	<b>0.0083</b>	<b>0.0021</b>
29	1ª	-2.8080	90.7126	-7.5449	20.9135	0.0000	0.0000
	2ª	-2.9542	105.7210	-3.9932	21.7159	0.0000	0.0000
	3ª	-2.4650	83.0874	-7.6524	21.0062	0.0000	0.0000
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.7424</b>	<b>93.1737</b>	<b>-6.3968</b>	<b>21.2119</b>	<b>0.0000</b>	<b>0.0000</b>

### *b. Pé esquerdo*

Tabela A.8 - Apoio estático. pé esquerdo: imagem das pressões médias. valores dos parâmetros plantares obtidos em cada medição e respetiva média

		Registo Apoio Estático					
		IMAGEM DAS PRESSÕES MÉDIAS - PÉ ESQUERDO					
Indivíduo	Medição	Localização do COP face ao eixo do pé (mm)	Localização do COP face ao limite posterior do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao eixo do pé (mm)	Localização do Pico máximo de pressão face ao limite posterior do pé (mm)	Índice do arco plantar	Índice do arco plantar modificado
1	1ª	-3.4721	75.1404	-6.0493	30.2463	0.0761	0.0255
	2ª	-1.9828	72.5377	-1.9704	21.9623	0.0481	0.0115
	3ª	-0.7366	71.4588	1.9541	22.1119	0.1108	0.0323
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.0639</b>	<b>73.0456</b>	<b>-2.0218</b>	<b>24.7735</b>	<b>0.0784</b>	<b>0.0231</b>
2	1ª	0.9015	106.6670	-7.4366	24.0592	0.0954	0.0405
	2ª	1.8630	99.8616	-7.4381	27.8929	0.1077	0.0434
	3ª	0.0988	89.8035	-7.5262	24.4602	0.0607	0.0193
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.9544</b>	<b>98.7774</b>	<b>-7.4670</b>	<b>25.4708</b>	<b>0.0879</b>	<b>0.0344</b>
3	1ª	0.4749	96.2689	-3.7018	175.8330	0.2123	0.0937
	2ª	0.3511	103.3710	0.0000	175.5670	0.1859	0.0690
	3ª	2.0878	85.8477	-1.8371	24.5607	0.2323	0.1244
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.9713</b>	<b>95.1625</b>	<b>-1.8463</b>	<b>125.3202</b>	<b>0.2102</b>	<b>0.0957</b>
4	1ª	-0.7680	77.6538	-5.3414	26.7071	0.0829	0.0290
	2ª	-0.1075	92.9422	-3.7397	26.5799	0.1470	0.0588
	3ª	-0.7545	75.9034	-3.3788	22.5709	0.1364	0.0611
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.5433</b>	<b>82.1665</b>	<b>-4.1533</b>	<b>25.2860</b>	<b>0.1221</b>	<b>0.0496</b>



5	1ª	-0.5233	70.4840	-5.4500	27.2498	0.0062	0.0014
	2ª	-1.5471	69.4047	-10.8724	26.8256	0.0062	0.0015
	3ª	-2.6001	68.3614	-5.3734	23.2849	0.0394	0.0109
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.5568</b>	<b>69.4167</b>	<b>-7.2319</b>	<b>25.7868</b>	<b>0.0173</b>	<b>0.0046</b>
6	1ª	-0.7724	70.1359	-3.7146	20.3381	0.0022	0.0004
	2ª	0.0095	68.2735	-3.6215	16.6129	0.0039	0.0007
	3ª	-1.5464	85.1368	-5.6829	23.8151	0.0446	0.0170
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.7697</b>	<b>74.5154</b>	<b>-4.3397</b>	<b>20.2554</b>	<b>0.0169</b>	<b>0.0060</b>
7	1ª	0.2100	91.3456	-11.1158	24.0842	0.0128	0.0049
	2ª	0.2377	86.7356	-12.7460	23.6350	0.0270	0.0077
	3ª	0.3719	84.3790	-7.4497	27.9364	0.0382	0.0121
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.2732</b>	<b>87.4867</b>	<b>-10.4372</b>	<b>25.2185</b>	<b>0.0260</b>	<b>0.0082</b>
8	1ª	-2.7008	65.9676	-6.8954	25.8577	0.0130	0.0025
	2ª	-0.5041	66.5455	-6.9091	25.9090	0.0160	0.0049
	3ª	-0.3530	62.2518	-7.0334	19.1095	0.0037	0.0007
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.1860</b>	<b>64.9216</b>	<b>-6.9460</b>	<b>23.6254</b>	<b>0.0109</b>	<b>0.0027</b>
9	1ª	-3.5982	84.4697	-9.3209	20.5060	0.0172	0.0045
	2ª	-0.2129	59.8483	-7.4735	27.9283	0.0313	0.0140
	3ª	-1.5173	55.6014	-9.3592	24.3317	0.0435	0.0162
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.7761</b>	<b>66.6398</b>	<b>-8.7178</b>	<b>24.2553</b>	<b>0.0307</b>	<b>0.0116</b>
10	1ª	-1.6502	82.0481	-7.1622	26.8581	0.0063	0.0012
	2ª	-1.5246	74.0733	-5.5878	23.5503	0.0233	0.0062
	3ª	-2.2191	79.9236	-5.3059	22.9920	0.0082	0.0016
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.7979</b>	<b>78.6817</b>	<b>-6.0186</b>	<b>24.4668</b>	<b>0.0126</b>	<b>0.0030</b>
11	1ª	-0.3260	80.9721	-4.1723	30.3535	0.0512	0.0226
	2ª	0.7714	72.8041	-5.9373	25.7283	0.0591	0.0225
	3ª	0.2609	95.9425	-1.9924	25.9009	0.0577	0.0189
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.2354</b>	<b>83.2396</b>	<b>-4.0340</b>	<b>27.3276</b>	<b>0.0560</b>	<b>0.0214</b>
12	1ª	-0.8594	78.1725	-8.7537	30.4575	0.0768	0.0266
	2ª	-1.5961	81.0476	-3.5234	26.4255	0.0622	0.0204
	3ª	-2.9899	80.0546	-10.7942	26.5136	0.0711	0.0291
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.8151</b>	<b>79.7582</b>	<b>-7.6904</b>	<b>27.7989</b>	<b>0.0700</b>	<b>0.0253</b>
13	1ª	-1.7669	78.7381	-6.2713	26.3673	0.0000	0.0000
	2ª	-1.0928	76.2543	-4.0280	25.7459	0.0000	0.0002
	3ª	0.0716	81.8905	-5.8398	30.0561	0.0000	0.0000
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.5106</b>	<b>79.0724</b>	<b>-4.9339</b>	<b>27.9010</b>	<b>0.0000</b>	<b>0.0001</b>
14	1ª	-1.0304	74.8338	-8.9151	27.1721	0.0050	0.0011
	2ª	-3.3012	59.8725	-7.2561	20.1315	0.0204	0.0062
	3ª	-0.3650	59.1786	-3.6604	23.7926	0.0493	0.0183
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.5655</b>	<b>64.6283</b>	<b>-6.6105</b>	<b>23.6987</b>	<b>0.0249</b>	<b>0.0085</b>
15	1ª	-1.4737	75.8859	-5.9273	25.5255	0.0455	0.0153
	2ª	0.3779	76.2099	-1.9723	25.6399	0.0536	0.0193
	3ª	1.3460	73.9145	-1.9597	21.5568	0.0457	0.0164
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.0834</b>	<b>75.3368</b>	<b>-3.2864</b>	<b>24.2407</b>	<b>0.0483</b>	<b>0.0170</b>

16	1ª	-1.1276	56.1048	-5.4554	26.9492	0.0421	0.0181
	2ª	1.7507	53.7713	1.8113	19.9240	0.0056	0.0011
	3ª	-0.4855	57.0850	-5.3986	23.2107	0.0379	0.0132
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.0459</b>	<b>55.6537</b>	<b>-3.0142</b>	<b>23.3613</b>	<b>0.0285</b>	<b>0.0108</b>
17	1ª	-3.4783	88.6866	-9.4057	24.4549	0.0000	0.0000
	2ª	-0.9584	88.4591	-5.7119	27.9470	0.0000	0.0000
	3ª	-1.0453	86.1088	-5.6494	28.2472	0.0080	0.0019
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.8273</b>	<b>87.7515</b>	<b>-6.9224</b>	<b>26.8830</b>	<b>0.0027</b>	<b>0.0006</b>
18	1ª	1.6612	73.4751	0.0000	21.4273	0.1074	0.0297
	2ª	1.0686	67.8961	2.0177	21.3010	0.1410	0.0474
	3ª	1.5356	67.8974	-0.0892	21.2575	0.1476	0.0488
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.4218</b>	<b>69.7562</b>	<b>0.6428</b>	<b>21.3286</b>	<b>0.1320</b>	<b>0.0420</b>
19	1ª	0.5864	69.2973	-2.0689	31.0342	0.0000	0.0000
	2ª	-0.1287	70.9926	2.0350	26.4552	0.0000	0.0000
	3ª	0.2473	70.3980	-2.0308	30.4612	0.0000	0.0000
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.2350</b>	<b>70.2293</b>	<b>-0.6882</b>	<b>29.3169</b>	<b>0.0000</b>	<b>0.0000</b>
20	1ª	-1.4612	68.1548	-7.1147	29.9152	0.0824	0.0399
	2ª	-1.6459	65.5861	-7.2095	30.1088	0.0809	0.0395
	3ª	-3.2155	68.0622	-7.0537	22.9464	0.0710	0.0336
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.1075</b>	<b>67.2677</b>	<b>-7.1259</b>	<b>27.6568</b>	<b>0.0781</b>	<b>0.0377</b>
21	1ª	-0.5047	78.5793	-7.0707	22.9798	0.0149	0.0038
	2ª	-0.7646	80.1563	-7.0530	22.9222	0.0227	0.0070
	3ª	-0.9950	73.6659	-5.3450	19.5984	0.0090	0.0014
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.7548</b>	<b>77.4672</b>	<b>-6.4896</b>	<b>21.8335</b>	<b>0.0155</b>	<b>0.0041</b>
22	1ª	0.9126	63.7666	-5.2405	22.7089	0.1936	0.0737
	2ª	0.1301	73.1146	-5.1972	22.3498	0.1429	0.0514
	3ª	0.7208	71.1453	-3.5561	23.1143	0.0856	0.0379
	<b>MÉDIA</b>	<b>0.5878</b>	<b>69.3422</b>	<b>-4.6646</b>	<b>22.7243</b>	<b>0.1407</b>	<b>0.0543</b>
23	1ª	-3.1719	52.1634	-7.4097	24.3235	0.0560	0.0177
	2ª	-1.8378	62.9449	-5.8936	25.3418	0.0208	0.0080
	3ª	0.1929	58.9009	-5.8117	21.4794	0.0327	0.0084
	<b>MÉDIA</b>	<b>-1.6056</b>	<b>58.0031</b>	<b>-6.3717</b>	<b>23.7149</b>	<b>0.0365</b>	<b>0.0114</b>
24	1ª	0.9903	81.6120	-9.7460	21.3389	0.2102	0.0954
	2ª	0.8255	90.7954	-7.5790	28.0510	0.2252	0.1193
	3ª	2.5431	89.4163	-3.9642	29.4671	0.2023	0.0953
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.4530</b>	<b>87.2746</b>	<b>-7.0964</b>	<b>26.2857</b>	<b>0.2126</b>	<b>0.1033</b>
25	1ª	-0.9539	74.6731	-5.3505	26.7524	0.0352	0.0105
	2ª	-2.2626	84.5321	-8.7311	26.1933	0.0069	0.0018
	3ª	0.9269	98.3568	3.1334	161.3080	0.1409	0.0520
	<b>MÉDIA</b>	<b>-0.7632</b>	<b>85.8540</b>	<b>-3.6494</b>	<b>71.4179</b>	<b>0.0610</b>	<b>0.0215</b>
26	1ª	-3.6691	92.4580	-9.3664	24.3614	0.0462	0.0107
	2ª	-2.9068	102.1000	-7.4943	28.1037	0.1266	0.0405
	3ª	-2.3685	105.1210	-5.5865	28.1459	0.1573	0.0537
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.9815</b>	<b>99.8930</b>	<b>-7.4824</b>	<b>26.8703</b>	<b>0.1100</b>	<b>0.0349</b>

27	1ª	0.5733	75.6281	-1.9393	25.2404	0.1444	0.0503
	2ª	1.5954	84.0023	-3.9817	21.0583	0.2100	0.1053
	3ª	1.9053	75.5747	-2.0174	24.8757	0.2069	0.0970
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.3580</b>	<b>78.4017</b>	<b>-2.6461</b>	<b>23.7248</b>	<b>0.1871</b>	<b>0.0842</b>
28	1ª	0.3218	77.3045	-9.0114	23.4295	0.0232	0.0068
	2ª	1.3025	71.2555	-3.5340	27.0891	0.0308	0.0088
	3ª	1.5136	70.9444	-9.1975	20.1033	0.0174	0.0041
	<b>MÉDIA</b>	<b>1.0459</b>	<b>73.1681</b>	<b>-7.2476</b>	<b>23.5406</b>	<b>0.0238</b>	<b>0.0066</b>
29	1ª	-2.1369	109.2880	-5.7876	28.7478	0.0000	0.0000
	2ª	-3.0363	94.4853	-7.9317	21.8122	0.0140	0.0028
	3ª	-2.5857	100.1650	-5.7468	24.7640	0.0000	0.0000
	<b>MÉDIA</b>	<b>-2.5863</b>	<b>101.3128</b>	<b>-6.4887</b>	<b>25.1080</b>	<b>0.0047</b>	<b>0.0009</b>